



ANALÝZA VLIVU TEPLoty V ÚSTNÍ DUTINĚ NA DENTÁLNÍ IMPLANTÁT A OKOLNÍ KOST

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Michaela Kopáčiková**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





ANALYSES OF TEMPERATURE IN AN ORAL CAVITY TO DENTAL IMPLANT AND JOINED CROWN

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Michaela Kopáčiková**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



Tento list nahradte
originálem zadání.

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum:

Podpis:

Poděkování:

Ráda bych poděkovala doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph.D. za odborné vedení, za rady a za pomoc při zpracování bakalářské práce. Děkuji také Ing. Petrovi Henyšovi za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích.

Anotace

Anotace v českém jazyce

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou vlivu teploty v ústní dutině na dentální implantát a okolní kost. Analýza byla provedena pomocí simulace v programu Autodesk Inventor s doplňkem Autodesk Nastran. V práci je rozebráno šíření teploty do dentálního implantátu a okolní kosti při požívání horkých i velmi studených pokrmů a nápojů.

Jméno a příjmení autora: Michaela Kopáčiková

Institute: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

Název práce: Analýza vlivu teploty v ústní dutině na dentální implantát a okolní kost.

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Konzultant: Ing. Petr Henyš

Počet stran: 50

Rok obhajoby: 2015

Klíčová slova: dentální implantát
šíření tepla
metoda konečných prvků
teplota
simulace

Anotace v anglickém jazyce

This bachelor thesis deals with analysis of temperature in an oral cavity to dental implant and joined crown. The analysis was made by using the Autodesk Inventor software simulation with Autodesk Nastran add-on. The thesis discuss spreading the temperature into the dental implant and the surrounding bone while consuming hot or very cool foods or beverages.

Name and surname: Michaela Kopáčíková

Institution: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Analysis of temperature in an oral cavity to dental implant and joined crown

Supervisor: doc. Ing. Lukas Capek, Ph.D.

Consultant: Ing. Petr Henys

Pages: 50

Year: 2015

Key words: dental implant
thermal expansion
finite element method
temperature
simulation

Obsah

Anotace	6
Seznam symbolů, zkratk a termínů	10
1 Úvod.....	11
1.1 Cíle práce	11
2 Teoretická část	13
2.1 Maxilla	13
2.2 Mandibula	13
2.3 Zuby	14
2.3.1 Části zubu.....	14
2.4 Pevné tkáně zubu	16
2.5 Dentální implantologie.....	16
2.5.1 Implantační materiály.....	17
2.6 Šíření tepla	19
2.7 Metody měření teploty	21
2.7.1 Teploměry dilatační	21
2.7.2 Teploměry termoelektrické	22
2.7.3 Odporové teploměry.....	22
2.7.4 Bezdotykové teploměry	24
2.8 Přenos tepla v zubních implantátech.....	25
2.9 Metoda konečných prvků	27
3 Výzkumná část.....	28
3.1 Metodika výzkumu.....	28
3.1.1 Geometrický model.....	28
3.1.2 Materiálové vlastnosti	31
3.1.3 Diskretizace a zatížení modelu.....	31
3.1.4 Nelineární analýza přenosu tepla	32
3.2 Zátěž 0°C (273K)	33
3.2.1 Oxid hlinitý	33
3.2.2 Oxid zirkoničitý	34

3.3	Zátěž 20°C (293K)	36
3.3.1	Oxid hlinitý	36
3.3.2	Oxid zirkoničitý	37
3.4	Zátěž 40°C (313K)	39
3.4.1	Oxid hlinitý	39
3.4.2	Oxid zirkoničitý	40
3.5	Zátěž 60°C (333K).....	42
3.5.1	Oxid hlinitý	42
3.5.2	Oxid zirkoničitý	43
4	Diskuze.....	45
	Závěr a doporučení.....	47
	Seznam použité literatury.....	48

Seznam symbolů, zkratk a termínů

Zkratky:	t- teplota	
	Q- teplo	
	δ -tloušťka desky	
	S- plocha	
	λ -součinitel tepelné vodivosti	
	P- tepelný tok	
	\mathbf{n}° -jednotkový vektor	
	q-vektor	
	C-měrné teplo	
	ρ -hustota	
	H- intenzita vyzařování	
	Φ -zářivý tok	
	ε -emisivita	
	MKP- metoda konečných prvků	
	CAD (computer aided design) – počítačem podporované projektování	
Konstanty:	Stefan-Boltzmanova konstanta	$\sigma = 5,67051 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$
	Wienova konstanta	$b = 2,89776 \cdot 10^3 \text{ m} \cdot \text{T}$
	Absolutní nula	$T = -273,15\text{K}$

1 Úvod

V posledních letech dochází k obrovskému technickému rozvoji ve všech odvětvích. Jedním z oborů, ve kterém zaznamenáváme nebývalý rozvoj jak technologií, tak postupů, je i dentální implantologie. Postupy, jak nahradit poškozené zuby se objevovaly již ve starověku. Postupy jako vpichování zlatých jehel nebo zubní náhrady ze slonoviny tak byly primitivními předchůdci dentálních implantátů, jak je známe dnes. Nedílnou součástí rozvoje je také vzdělávání implantologů o nových trendech a vývojích v oboru. Vývoje se kromě samotných postupů zaměřují také na prevenci, diagnostiku a na následné dopady na okolní tkáň. V dnešní podobě zdravotnictví se velice soustředí na komfort pacienta, a tak je velice důležité, aby po implantaci nedocházelo k negativním vlivům na okolní tkáň.

1.1 Cíle práce

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou vlivu teploty na dentální implantát a okolní kost. Předpokládáme, že požívání velmi studených i horkých nápojů a pokrmů má za následek přenos tepla přes korunku do abutmentu a implantátu, a následně až do okolní kosti. Tento předpoklad vychází z teorie šíření tepla, která říká, že teplotní rozdíl se vyrovnává vedením tepla z míst s vyšší teplotou (korunka) do míst s nižší teplotou (kost). Pro výrobu korunek se používají kovové nebo keramické materiály, někdy dokonce i kombinace těchto materiálů. V našem případě však zkoumáme pouze keramické korunky, které se dále dělí podle složení. V práci jsou vybrány korunky vyrobené z oxidu zirkoničitého a hlinitého, které jsou často používány i v implantologické praxi. Každý materiál má specifické materiálové vlastnosti, mezi které patří i tepelná vodivost. Předpokládáme tedy, že přenos tepla se bude u každého materiálu lišit. Dentální implantáty se vyrábějí nejčastěji z titanových slitin, které mají jako kovové slitiny poměrně velkou tepelnou vodivost. V našem výzkumu je použita titanová slitina Ti-6Al-4V. Tento fakt bude podle předpokladů hrát hlavní roli v přenosu tepla. Struktura dentálního implantátu bude tedy v porovnání s těmito předpoklady hrát zanedbatelnou roli, a proto tento předpoklad vynecháváme.

Zásadním krokem je volba zpracování výzkumu. Experimentální výzkum by byl v našich podmínkách téměř nerealizovatelný, a proto jsme zvolili, v posledních letech velmi oblíbený způsob výzkumu, simulaci pomocí metody konečných prvků. Tuto metodu jsme realizovali v nástroji Autodesk Inventor s doplňkem Autodesk Nastran.

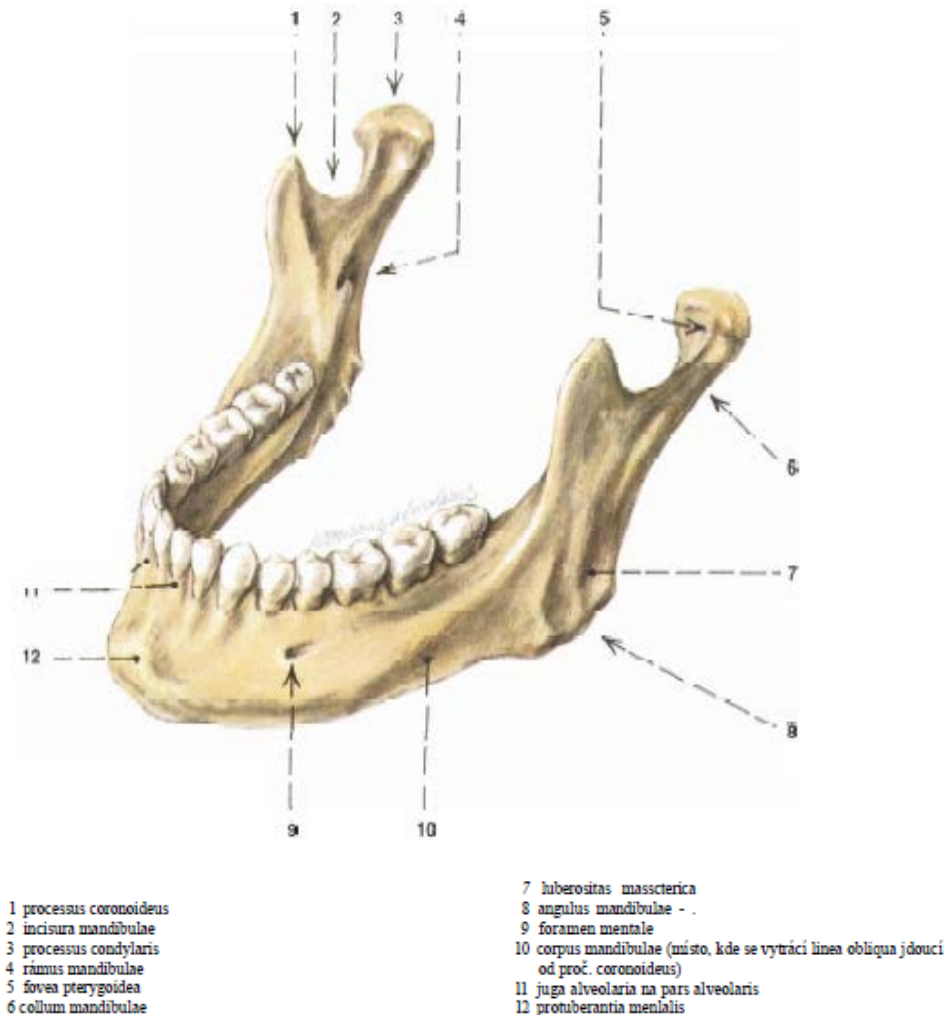
2 Teoretická část

2.1 Maxilla

Horní čelist (maxilla) patří mezi párové kosti obličejové části lebky (splanchnokranium). Tato kost se skládá z těla a čtyř výběžků. Tělo horní čelisti (corpus maxillae) je duté a nachází se v něm jedna z největších nosních dutin, zvaná maxilární sinus. Tělo tvoří vlastní základ kosti a odstupují z něj 4 výběžky (processus frontalis, processus zygomaticus, processus palatinus a processus alveolaris). Alveolární výběžek je vázán na prořezávání zubů a činnost žvýkacích svalů, proto se tvoří až postnatálně. Nachází se v něm zubní alveoly (jamky pro kořeny zubů), které jsou vzájemně oddělené kostěnými septy. Pravá a levá horní čelist tvoří tvar obličeje, stěny očníce, nosní dutiny i tvrdého patra a nesou horní zubní oblouk. V mládí je přední část horní čelisti od vlastní maxilly oddělena švem, který později s maxilou srůstá. [1]

2.2 Mandibula

Dolní čelist (mandibula) se skládá ze dvou částí, nepárového těla (corpus mandibulae) a párového ramena (ramus mandibulae). Tyto dvě části se stýkají v úhlu mandibuly (angulus mandibulae). Úhel mandibuly se během života mění v závislosti na prořezávání zubů. U novorozence je tento úhel 150-160°, po prořezání všech zubů se zmenšuje na 120° a při ztrátě chrupu se opět zvětšuje. V nitru těla mandibuly se nachází kanál mandibuly (canalis mandibulae), kterým probíhají nervy a cévy. Z hlavního kanálu vybíhají vedlejší kanálky (canales alveolares mandibulae), které vedou do lůžkové části dolní čelisti k zubním kořenům. Vedlejšími kanálky probíhají alveolární cévy a nervy. Párové rameno dolní čelisti je zakončeno výběžkem kloubním a svalovým (processus muscularis et rticularis). Kloubní výběžek se rozšiřuje v hlavici čelistního kloubu (caput mandibulae) a na svalový výběžek se upíná žvýkací spánkový sval. Mandibula tvoří zásadní část žvýkacího aparátu, a proto se považuje za nejsilnější a nejmohutnější kost splanchnokrania. [2]



Obr. 1: Mandibula [2]

2.3 Zuby

Zuby (dentes) tvoří společně s jazykem (lingua) a žlázou podjazykovou (glandula sublingualis) obsah dutiny ústní. Mezi jejich funkce patří uchopování, dělení a rozměňování potravy. Zuby člověka jsou funkčně specializované, a proto jsou různě tvarované. Lidský chrup je uspořádán do horního a dolního zubního oblouku a každý z nich se ještě dělí na pravý a levý kvadrant. Zub má tyto části: korunka zubu (corona dentis), krček zubu (collum dentis), kořen zubu (radix dentis) a dřevná dutina (cavum medullare). [3]

2.3.1 Části zubu

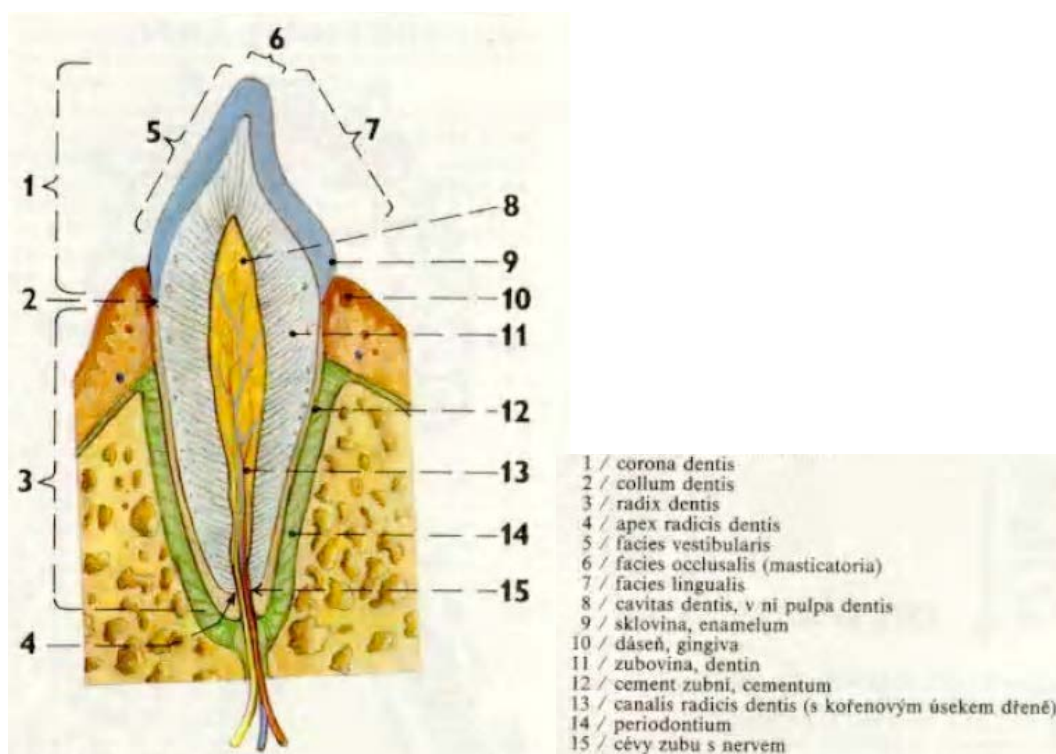
Korunka zubu je vlastní funkčně tvarovaná část zubu, která volně vyčnívá z dásně do dutiny ústní. Na korunce můžeme rozlišit tzv. plochy (facies), které mají různé tvary podle zubu a polohy na něm. Plocha kousací, neboli okluzní

(facies occlusalis) je horní plocha korunky, kterou se zub stýká s korunkami zubů protilehlého zubního oblouku. Plocha předsíňová (facies vestibularis) je patrná zvenčí, tedy obrácená do předsíně ústní dutiny. Plocha jazyková (facies lingualis) je plocha protilehlá, orientovaná k jazyku. Plochy kontaktní (facies contactus) jsou styčnými plochami mezi sousedícími zuby.

Krček zubu je malá část zubu, která se nachází mezi korunkou a kořenem a je pokryta měkkými tkáněmi dásně. Mezi epitelem dásně a zubem se vytváří tzv. gingivodentální uzávěr, který zabraňuje vniknutí látek a bakterií do pojivových tkání okolo zubního kořene.

Kořen zubu je nejdelší část zubu vklíněná do kostěného lůžka čelisti-zubního alveolu. Kořen zubu je jednoduchý nebo se rozbíhá ve dvě až tři větve. Právě podle počtu kořenů se zuby rozdělují na jednokořenové, dvoukořenové a tříkořenové zuby.

Dřeňová dutina se nachází uvnitř každého zubu a kopíruje vnější tvar zubu. Vnitřní část dutiny je vyplněna zubní dření (pulpa dentis), která je tvořena řídkým vazivem, cévami a nervy. [3]



Obr. 3 : Stavba zubu[3]

2.4 Pevné tkáně zubu

Na stavbě zubu se mimo dřev podílejí tři pevné tkáně- sklovina (enamelum), cement (cementum) a zubovina (dentinum). Sklovina pokrývá povrch korunky zubu. Sklovina obsahuje 95 % anorganických látek, a proto je považována za nejtvrdší tkáň těla. Vytváří se během vývoje zubu a po jeho ukončení nemá žádnou regenerační schopnost. Cement má stavbu vláknité kosti a pokrývá krček a kořen zubu. Zubovina tvoří hlavní hmotu celého zubu pod sklovinou a cementem. Je měkčí než předešlé dvě tkáně a má žlutohnědou barvu. V době vývoje zubu se tvoří primární dentin a po celý postnatální život je vytvořen sekundární dentin. Lidský chrup má několik typů zubů a jsou to řezáky (dentes incisivi), špičáky (dentes canini), zuby třenové (dentes premolares) a stoličky (dentes molares). Během života se chrup člověka mění, tvoří se ve dvou generacích. Chrup dočasný neboli mléčný (dentes decidui) má 20 zubů, v každém kvadrantu 2 řezáky, 1 špičák a 2 stoličky. Chrup stálý (dentes permanentes) má 32 zubů, v každém kvadrantu 2 řezáky, 1 špičák, 2 zuby třenové a 3 stoličky.

Zuby se popisují pomocí vzorce chrupu, který vyjadřuje pořadí zubu při pohledu do úst pacienta. Zuby se označují počátečními písmeny jejich latinských názvů a číslem pořadí v dané skupině (řezáky- I_{1,2}, špičáky – C, třenové zuby- P_{1,2} a stoličky- M_{1,2,3}). [3]

2.5 Dentální implantologie

Dentální implantologie může působit jako poměrně nový obor, ale opak je pravdou. První snahy o zubní náhrady se objevily již ve starověku, když v Číně vpichovali do kosti zlaté jehly, nebo ve starém Egyptě vsazovali do zubních lůžek zuby ze slonoviny. Postupem času se tento obor objevuje i v Evropě a za samotného průkopníka je považován Magiollo, který vyráběl implantáty ze zlata, slonoviny, porcelánu nebo kaučuku. O nejvýznamnější přelom v dentální implantologii se však zasloužil v roce 1952 Bränemark s principem osteointegrace (vhojení implantátu do kosti bez vrstvy měkké tkáně, která by byla viditelná v optickém mikroskopu).

V dnešní době se tento obor zabývá zavedením cizorodého (aloplastického) do kosti čelisti nebo na její povrch. Dále řeší udržení implantátu v prostředí a výrobou snímatelných nebo fixních náhrad zubů. [4]

2.5.1 Implantační materiály

Materiály používané pro výrobu dentálních implantátů dělíme podle jejich biologických vlastností na biotolerantní, biokompatibilní, bioaktivní a biodegradabilní.

Biotolerantní (bioakceptabilních) materiály jsou charakteristické značnou korozí implantátu. Ionty kovů se uvolňují elektrolytickou korozí, následně difundují do tkáně, kde se zachytí nerozpustné části a může se projevit se jejich toxicita. Do této skupiny patří ušlechtilé kovy, slitiny obecných kovů a legované ocele.

Biokompatibilní (bioinertní, bioinaktivní) materiály jsou spojeny s okolní tkání vazivovým pouzdrem, který kolem sebe vytvářejí. Vazivové pouzdro tedy slouží jako pojítko mezi kostí a cizorodým materiálem. Mezi tyto materiály patří polymery (např. polysiloxan, silikon, polyetylen, proplast, polypropylen, polyamin, bioplastik a další) nebo inertní (biologicky neaktivní) keramiky (hliníkové a karbonové).

Bioaktivní (bioreaktivní, biokonduktivní) materiály tvoří pevnou chemickou vazbu na rozhraní implantátu a okolní tkáně. Tyto materiály se však využívají především k povlakování, protože nejsou příliš stabilní. Mezi bioaktivní materiály řadíme látky, které podléhají řízené korozi, která má za následek vytvoření vrstvičky kalciumfosfátu (korozivní materiál). Tento proces stimuluje vlastní osteokondukci (vrůstání kosti do materiálu a vznik pevné vazby).

Biodegradabilní materiály se využívají ve formě šroubů a dlažek. U těchto materiálů se udává 70% pevnost po šestiměsíční fixaci a plná hydrolýza (konečné produkty H_2O CO_2) po 12 měsících. Do této skupiny patří kyselina polyglykolová, polymerizovaná kyselina mléčná nebo polydioxinom.

Dále dentální implantáty možno rozdělit podle použitých materiálů na kovové (titanová slitina), nekovové (karbon, biosklo, polykrystaly a jiné) a kombinované

(titan + hydroxyapatit). Z kovových materiálů se jako první začaly používat ušlechtilé kovy, tedy zlato a platina. Tyto prvky se používají ve slitinách s mědí, paladiem, stříbrem a někdy i keramikou. Z hlediska požadovaných vlastností je však nejvýhodnější titan. Titan je velmi reaktivní, vytváří rychle na svém povrchu tenkou vrstvu oxidu titaničitého (TiO_2), který je vlastní příčinou vzájemné netečnosti materiálu a živé tkáně. Pro zlepšení fyzikálních vlastností se používají titanové slitiny a pro lepší vhojování se používají různé povrchové úpravy jako leštění, zdrsňení opískováním s následným elektrolytickým přeleštěním nebo pokrýváním nekovovými materiály. V dentální implantologii se využívá nejčastěji titanová slitina Ti-6Al-4V. Z nekovových materiálů se nejčastěji používají keramické materiály s krystalickým oxidem hlinitým (Al_2O_3). U implantátů z kombinovaných materiálů je jádro vyrobeno z čistého titanu nebo titanové slitiny a na povrchu je tenký povlak z biokeramiky. Kombinace materiálů spojuje výborné vlastnosti biokeramiky a fyzikální vlastnosti kovů a zajišťuje tedy snazší vhojování a pevnou chemickou vazbu materiálu s kostí.

Běžně používaná klasifikace implantátů se řídí vztahem k prostředí dutiny ústní, která rozděluje implantáty na uzavřené a otevřené. Implantáty uzavřené nevyčnívají do dutiny ústní a jsou proto chráněny proti infekci. Dále se dělí na endodontické stabilizátory a magnetické implantáty. Endodontické implantáty procházejí kořenovým kanálkem až ke kosti a slouží k upevnění zubu. U magnetických implantátů jsou magnety implantovány pod alveolární sliznici. Otevřených implantátů je více typů a patří mezi ně implantáty subperiostální nebo submukózní, enoseální (čepelkové, válcové, šroubové- root-form), žiletkové implantáty extendované (blade-form), kombinované a další. Otevřené implantáty komunikují s dutinou ústní tzv. pilířem (orální část implantátu). Dále se v implantologii používají pojmy jako fixtura (část, která je ve styku s kostí), krček (v kontaktu se sliznicí alveolárního výběžku) a suprakonstrukce (vlastní zubní náhrada). [4] [17]

2.6 Šíření tepla

Díky analogii mezi teplem a hypotetickou kapalinou je zřejmé, že teplotní rozdíl mezi tělesy nebo jejich částmi se vyrovná prouděním z míst s vyšší teplotou do míst s nižší teplotou. Teplo se může šířit několika způsoby, mezi které řadíme vedení, proudění a záření. V mé práci využívám však jediného způsobu a tím je vedení tepla. Vedení neboli kondukce tepla se vyskytuje jen u výměny energie u přímo spolu sousedících částic látky. Vztah pro výpočet tepla odvozujeme z příkladu rovinné desky. [8] [9]

"Udržíme-li povrchy rovinné desky, jež jsou velké proti její tloušťce δ , na konstantních teplotách t_1 a t_2 ($t_1 > t_2$), vznikne po jisté době rovnovážný stav, při němž prostupuje teplo deskou z povrchu vyšší teploty t_1 k povrchu nižší teploty t_2 . Teplo Q , jež projde z dobu τ plochou S (malou proti povrchu desky), je podle zkušenosti přímo úměrné tloušťce desky δ , tedy

$$Q = \lambda S t \frac{(t_1 - t_2)}{\delta}. \quad (2.5.1)$$

Konstantu úměrnosti nazýváme součinitelem tepelné vodivosti (tepelnou vodivostí) materiálu desky. Jednotkou je $[\lambda] = J \cdot m^{-1} s^{-1} ^\circ C^{-1}$. Součinitel tepelné vodivosti charakterizuje schopnost látek vést teplo a podle jeho velikosti dělíme látky na dobré a špatné vodiče tepla." [5]

Pevné látky převážně špatně vedou teplo, a proto je používáme jako izolanty. Výjimku avšak tvoří kovy, které jsou naopak výbornými vodiči jak tepla, tak i elektrického proudu. Největší schopnost vedení tepla mají ryzí kovy. Schopnost vedení se snižuje s procentem znečištění či příměsí, protože je narušena pravidelnost mřížky a tím ztížen přenos energie. Nejmenšího součinitele tepelné vodivosti mají plyny a největším tepelným izolantem je vakuum.

Z již zmiňovaného příkladu vedení tepla rovinnou deskou vyplývá podíl

$$\frac{t_1 - t_2}{\delta} = - \frac{t_2 - t_1}{\delta}, \quad (2.5.2)$$

kde δ je kolmá vzdálenost teplotních hladin. Teplo, které se šíří deskou je tedy úměrné zápornému gradientu (maximálnímu spádu veličiny) a je tím i určen směr šíření tepla (kolmý k oběma teplotním hladinám). Tento princip se však dá

zobecnit na libovolný případ vedení tepla. V nestejnoměrně zahřátém tělese jsou plochy konstantní teploty, které představují teplotní hladiny. Plochy se však ani v obecném případě nikdy neprotínají, protože žádný bod nemůže mít více různých teplot. Plochy konstantní hladiny pak vytváření tzv. izotermy (křivky konstantní teploty). Dále je zaváděna veličina tepelný tok P , která uvádí množství tepla procházející plochou za jednotku času. Jednotkou tepelného toku je $\text{J.s}^{-1} = \text{W}$ a výpočet provádíme podle vztahu

$$P = \frac{dQ}{d\tau}. \quad [8] \quad (2.5.3)$$

"Elementární částí dS plochy prochází elementární tepelný tok dP . Leží-li ploška dS_n v teplotní hladině, takže je kolmá ke směru postupu tepla v příslušném místě, pak hustota tepelného toku q je vektor, jehož velikost je určena podílem dP/dS_n a jehož prostorová orientace je shodná s orientací normály k hladině, tedy

$$q = \frac{dP}{dS_n} n^\circ, \quad (2.5.4)$$

kde n° je jednotkový vektor v příslušném místě. Jednotkou hustoty tepelného toku je W.m^{-2} . "[6]

Hustota tepelného toku představuje měrný výkon na plošnou jednotku kolmou ke směru šíření tepla. V jednoduchém případě desky, je velikost tepelného toku definována podle vztahu

$$q = \frac{Q}{S\tau}. \quad (2.5.5)$$

V obecném případě je hustota definována rovnicí

$$q = -\lambda \frac{dt}{dn} n^\circ = -\lambda \text{ grad } t,$$

která je základní rovnicí vedení tepla a označována jako **Fourierův zákon**.

Vedení tepla rozdělujeme na ustálené a neustálené. O ustálené (stacionární) vedení tepla se jedná v případě, že hustota tepelného toku nezávisí na čase. Hustota tepelného toku však může být v různých místech různá jak velikostně, tak i ve směru. V nejjednodušším případě je q určena jedním vektorem a teplota tak

v tělese klesá lineárně. Po vytknutí tenké rovinné vrstvy dx se změni teplota mezi oběma rovinami o $-dx$ a

$$q = -\lambda \frac{dt}{dx}. \quad (2.5.6)$$

Po integraci dostáváme vztah

$$t - t_1 = -\frac{q}{\lambda} x. \quad (2.5.7)$$

Složitější je to u neustáleného (nestacionárního) vedení, tedy když q v tělese závisí na čase. [8] [9]

"Je-li c měrné teplo látky a ρ hustota látky platí

$$-\frac{\partial q}{\partial x} = c\rho \frac{\partial t}{\partial \tau}, \quad (2.5.8)$$

což je rovnice vyjadřující neustálené jednorozměrné vedení tepla v jednotlivých místech tělesa. "[7]

Po dosazení za q dostáváme diferenciální rovnici vedení tepla

$$\frac{\partial t}{\partial \tau} = \frac{\lambda}{c\rho} \frac{\partial^2 t}{\partial x^2}. \quad [8] \quad (2.5.9)$$

2.7 Metody měření teploty

Měření teploty nelze provádět přímo, a proto se využívá fyzikálních jevů, které prokazují závislost jiných fyzikálních veličin na teplotě. Metody měření teploty můžeme rozdělit podle různých funkčních principů na dilatační, elektrické, odporové a bezdotykové. [11] [12]

2.7.1 Teploměry dilatační

Dilatační teploměry využívají délkovou nebo objemovou roztažnost látek. Do této skupiny patří teploměry plynové, tenzní, kapalinové a teploměry založené na roztažnosti pevných látek. Nejběžnější jsou teploměry kapalinové, které jsou založeny na měření změny objemu kapaliny se změnou teploty. Největšími

výhodami jsou jednoduchost, spolehlivost, přesnost a nízká cena. Naopak nevýhodou je křehkost a někdy špatná čitelnost. Jako měřicí médium se nejčastěji používá rtuť, toluen, alkohol nebo pentan. Rtuťové teploměry našly využití především ve zdravotnictví, avšak v posledních letech jsou nahrazovány teploměry s elektrickým vyhodnocením. V praxi se také často používají teploměry bimetalické, které jsou založené na roztažnosti pevných látek. Jsou tvořeny dvojicí pevně spojených kovových pásků s rozdílnou teplotní roztažností. Při zahřátí se pásy ohnou na stranu materiálu s nižším součinitelem roztažnosti. [12]

2.7.2 Teploměry termoelektrické

Termoelektrické teploměry využívají termoelektrických článků, které jsou tvořeny dvěma vodiči z různých kovových materiálů. Jejich výhodou je jednoduchost, nízká hmotnost, rychlé měření změn hodnot a dobrá odolnost vůči chemickým a mechanickým vlivům. K měření je využíván termoelektrický jev, kdy je známo, že může na styku dvou rozdílných kovů vzniknout rozdíl potenciálů, pokud jsou jejich výstupní práce rozdílné. Vodiče jsou spojené na dvou místech, jedno slouží jako měřicí a druhé jako porovnávací. V praxi se pro nízké teploty nejčastěji používá kombinace Fe-Ko a pro vyšší teploty PtRh-Pt. Často se však v praxi vyskytují i snímače z nekovů a to konkrétně z grafitu nebo bóru. Nejběžnějším příkladem je termočlánek, u kterého je termodynamické napětí měřeno dvěma tenkými drátky, které jsou na konci vodivě spojené. Takto naměřené hodnoty jsou milivoltmetrem převedeny do stupňů Celsia. [11]

2.7.3 Odporové teploměry

Odporové teploměry využívají závislost mezi teplotou a odporem u polovodičů a vodičů. Vodiče se stoupající teplotou svůj odpor zvyšují a polovodiče zase snižují. Tato vlastnost tedy záleží na použitém materiálu, což můžeme vidět na uvedeném grafu. [11] [12]

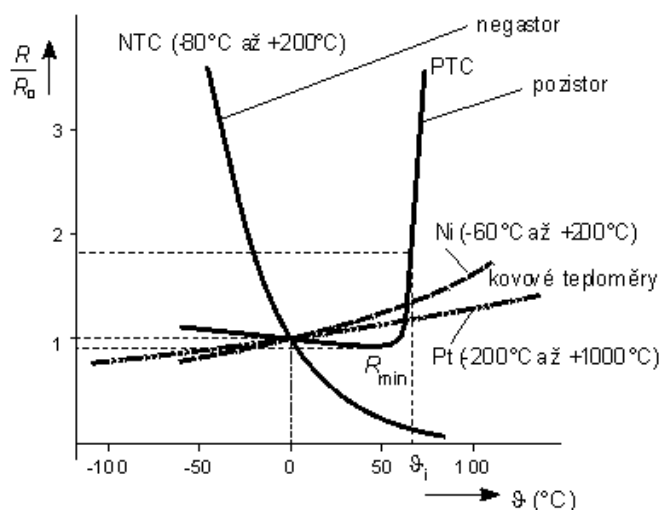
2.7.3.1 Kovové odporové vodiče

Pro realizaci se používají nejčastěji čisté kovy se stálým teplotním

součinitelem. Nejpoužívanější kovy jsou tedy platina, nikl a měď. Platina v čistém stavu se vyznačuje značnou fyzikální i chemickou stálostí. Nikl má výhodu vyšší citlivosti, ale není tolik využíván nejen kvůli nižší stálosti, ale také kvůli obtížné výrobě jeho čisté formy. Měď se ze zmíněných kovů využívá nejméně, protože snadno oxiduje a má malý měrný odpor. Vlastní čidlo odporového snímače (tzv. měřící odpor) je tvořeno tenkým drátkem, který je spirálovitě stočen a zataven do keramického nebo skleněného tělíska. Toto tělísko je uloženo v ochranné trubici a jímce. [11] [12]

2.7.3.2 Polovodičové odporové teploměry

Do polovodičových teploměrů řadíme NTC-termistory, PTC-termistory a monokrystalické senzory teploty. NTC-termistory nebo i negastory se vyrábějí z oxidů Fe_2O_3 , TiO_2 , CuO a mnoho dalších. Pro účely měření se nejčastěji používají perličkové termistory ve skleněném držáku. Největší výhodou termistorů je vysoká citlivost a nízká hmotnost, což umožňuje měření malých a rychlých změn teploty. [12]



Graf 1 : Závislost odporu na teplotě pro různé materiály[14]

2.7.4 Bezdotykové teploměry

Bezdotykové teploměry neboli radiační pyrometry zaznamenaly v posledních letech značný pokrok a rozšíření. Původně se uplatňovaly při měření vysokých teplot v malém prostoru, kde nebylo možno použít dotykový teploměr. V posledních letech se však bezdotykové teploměry začaly používat i pro teploty nižší než 0°C. Přenosné teploměry se používají například pro detekci tepelných ztrát a poruch. Princip měření je založen na vyhodnocování tepelného záření těles. Každé těleso, jehož teplota je vyšší než absolutní nula (-273,15 K), neustále přeměňuje část své tepelné energie na energii, která je vyzařována ve formě elektromagnetického záření složeného z různých vlnových délek. Intenzita vyzařování H (W m^{-2}) je charakterizována vztahem

$$H = \frac{d\Phi}{dS}, \quad (1.6.4.1)$$

kde Φ je zářivý tok (W) a S plocha povrchu zdroje záření (m^2). Pro teoretický základ principu musíme zmínit i dokonale černé těleso, které maximálně vyzařuje i maximálně pohltuje záření. Intenzita vyzařování a pohltivost tělesa jsou úměrné podle Kirchoffova zákona, který říká, že pokud je teplota tělesa větší, než teplota okolí, převažuje intenzita vyzařování nad pohltivostí. Dále je nutno zmínit Stefan-Boltzmannův zákon, který definuje závislost intenzity vyzařování dokonale černého tělesa H_0 na jeho absolutní teplotě T vztahem

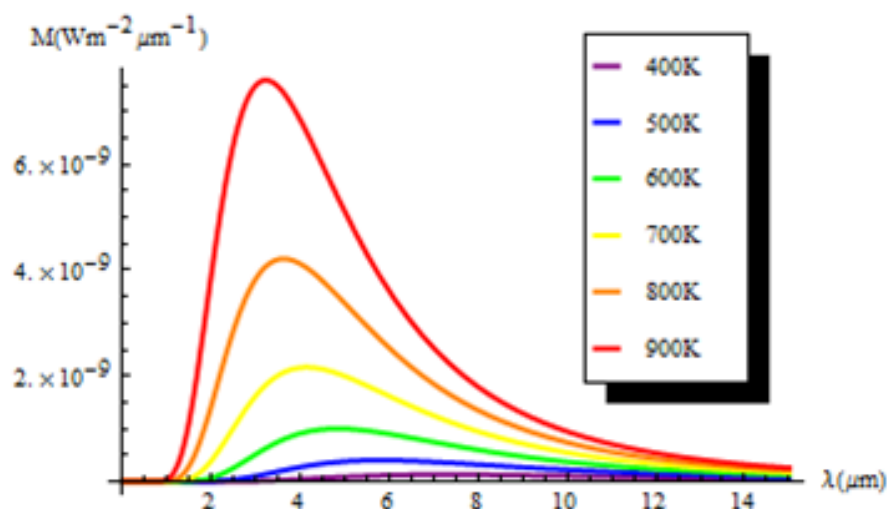
$$H_0 = \sigma T^4, \quad (1.6.4.2)$$

kde $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-4}$. Při změně povrchové teploty tělesa se společně s intenzitou vyzařování mění i spektrální složení vyzařované energie. Se zvyšující se teplotou se intenzita vyzařování posouvá ke kratším vlnovým délkám. Tento posun popisuje Wienův posunovací zákon, který je definován vztahem

$$\lambda_{\max} = \frac{b}{T}, \quad (1.6.4.3)$$

kde b je Wienova konstanta. Pro úplné upřesnění tepelného záření těles musíme zmínit ještě Planckův vyzařovací zákon, který stanovuje, kolik energie těleso

vyzáří na jednotlivých vlnových délkách. Tato spektrální závislost je zachycena na grafu č. 2.[11] [12]



Graf 2 : Spektrální závislost funkcí pro povrchové teploty [15]

Pro skutečné těleso zavádíme pojem emisivita, protože vyzařuje i pohlcuje méně než dokonale černé těleso. Intenzita vyzařování skutečného tělesa je tedy definována vztahem

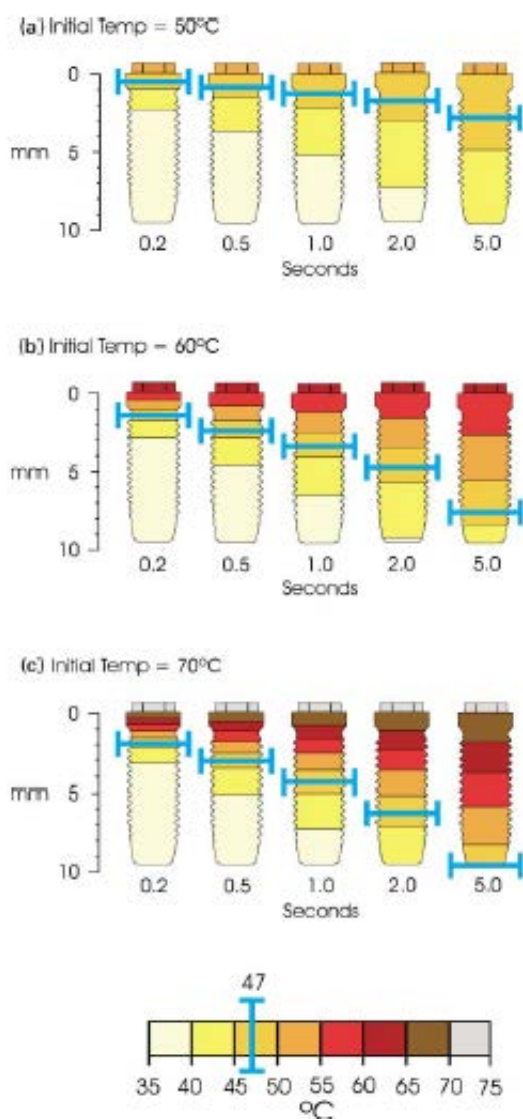
$$H_{\lambda} = \varepsilon_{\lambda} H_{0\lambda}, \quad (1.6.4.3)$$

kde ε_{λ} je emisivita pro danou vlnovou délku. Emisivita je veličina bezrozměrná a je závislá na mnoha parametrech tělesa, jako jsou například barva, teplota, struktura povrchu apod. [11] [12]

2.8 Přenos tepla v zubních implantátech

Při zvýšení teploty v ústní dutině (například požíváním horkých nápojů nebo pokrmů) dochází k zahřívání zubního implantátu a následný přenos tepla do dalších struktur. Jelikož jsou zubní implantáty vyráběny z dobře vodivých materiálů, je zde riziko přehřívání tkání, které jsou v kontaktu se zubním implantátem. Dosud nejsou známy modely přenosu tepla v jednotlivých typech implantátů přímo v lidské ústní dutině, ale bylo již provedeno několik studií

v laboratorních podmínkách. Z těchto studií je zřejmé, že vedení tepla závisí na šířce, délce a struktuře implantátu. Implantátem se šíří teplo směrem od abutmentu do samotného těla implantátu a nejvyšší teplotu naměříme v kosti čelisti, kde je zaveden implantát. Teploty na povrchu a uvnitř abutmentu jsou téměř identické. Naměřená teplota je ovlivněna samotnou teplotou požívatin a délkou trvání kontaktu s implantátem. Vedení tepla v implantátu pro počáteční teploty 50°, 60° a 70° bylo počítačově zpracováno a je zobrazeno na obrázku č. 3. Model je vytvořen pro prvních 5s po kontaktu. [16] [17]



Obr. 4 : Počítačový model vedení tepla v zubním implantátu [16]

2.9 Metoda konečných prvků

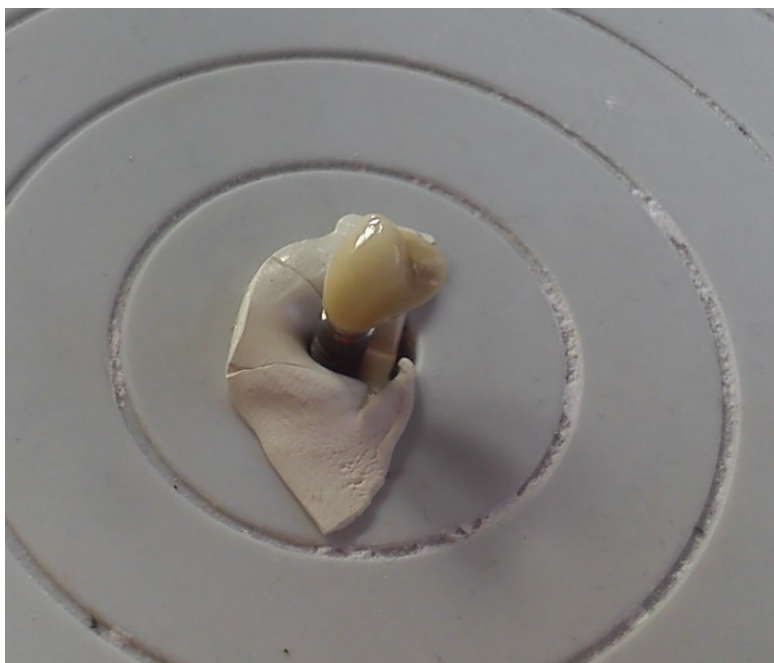
Jelikož experimentální provedení úlohy by bylo velice technicky náročné, zvolila jsem výhodnější možnost zpracování a to metodu konečných prvků (dále jen MKP). MKP je numerická metoda, která slouží k simulaci průběhu deformace, napětí, proudění apod. Základním předpokladem pro tuto metodu je rozdělení tělesa na malé elementy, tzv. konečné prvky, na kterých můžeme provést analýzu chování poměrně jednoduše. Metodu konečných prvků lze rozdělit do několika kroků. Prvním krokem je již zmíněné rozdělení tělesa nebo zkoumané soustavy na konečné prvky. Druhý krok se již podrobně zabývá jednotlivými elementy a konkrétně formulací jejich chování. Ve třetím kroku řešíme zpětné skládání jednotlivých elementů do zkoumané soustavy. Po složení elementů tak získáváme konečnou soustavu rovnic, která popisuje chování systému jako celku. Než se pustíme do samotného řešení soustavy rovnic, je nutné aplikovat počáteční a okrajové podmínky. Po stanovení podmínek můžeme řešit systém rovnic pro získání primárních neznámých. Nakonec je možno získat dodatečné (odvozené) výsledky. [19]

3 Výzkumná část

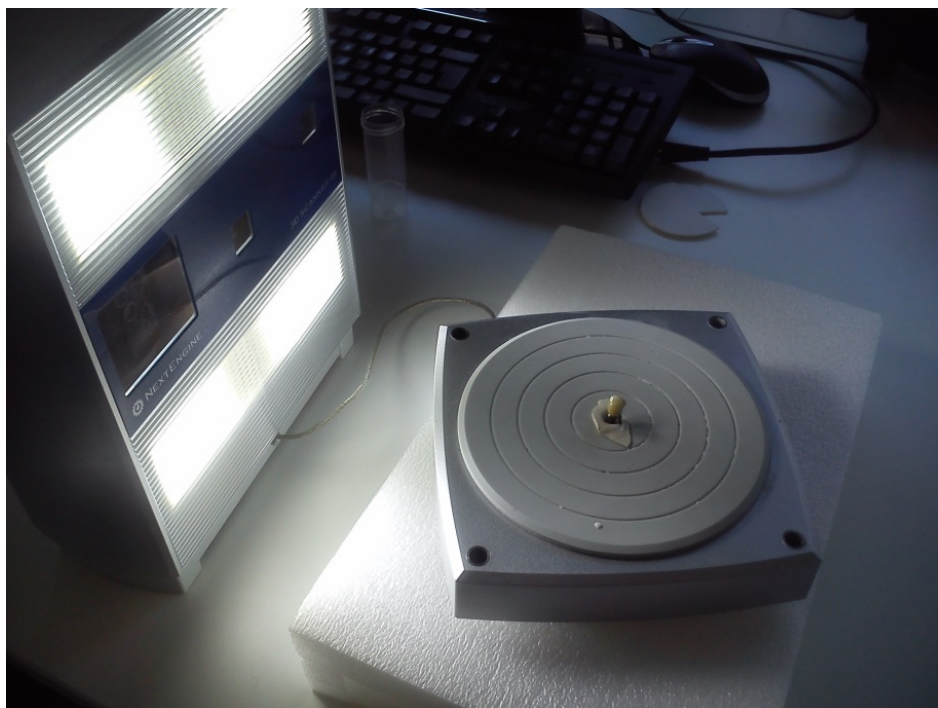
3.1 Metodika výzkumu

3.1.1 Geometrický model

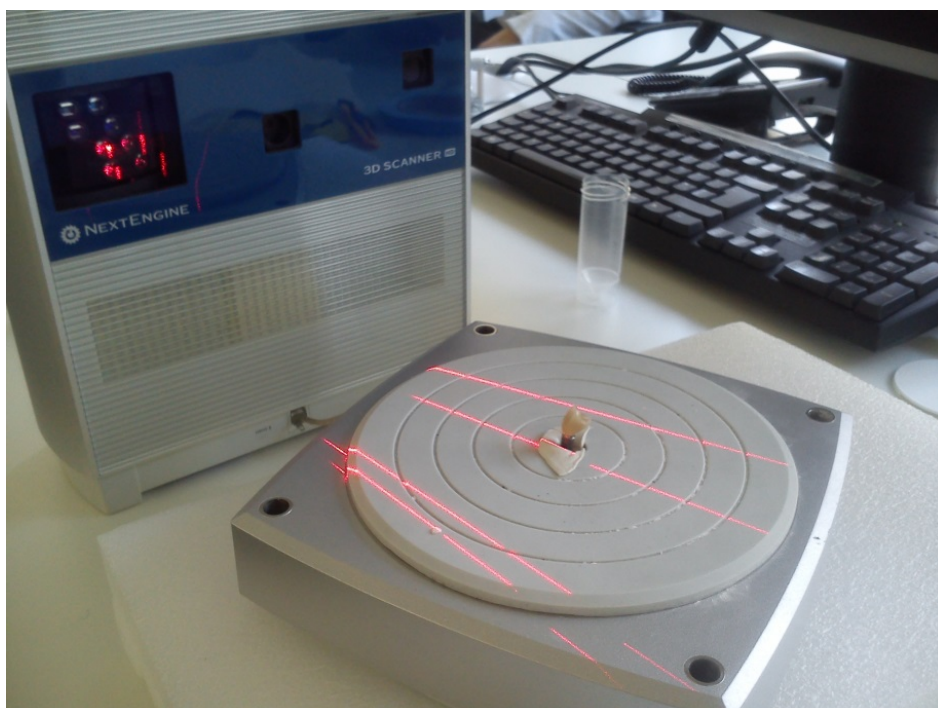
Pro vytvoření geometrického modelu námi zkoumané soustavy, která je tvořena kostí, dentálním implantátem, abutmentem a korunkou, jsme zvolili program Autodesk Inventor 2015. Autodesk Inventor patří k profesionálním CAD systémům, které umožňují tvorbu a úpravy prostorových modelů. Pro vytvoření modelu kosti jsme pro jednoduchost výpočtů zvolili válcový vzorek kosti. Strukturu dentálního implantátu jsme značně zjednodušili, a to odstraněním závitů na povrchu implantátu, protože jejich modelace by byla velice komplikovaná a pro náš výzkum nepodstatná. Jako poslední jsme namodelovali abutment, na který je nasazena samotná korunka. Vytvoření modelu korunky v CAD systému by kvůli její složité geometrii bylo velice komplikované, a proto jsme zvolili jiný postup. Keramickou korunku jsme naskenovali laserovým 3D scannerem NextEngine.



Obr. 5 : Upevnění korunky ve 3D scanneru

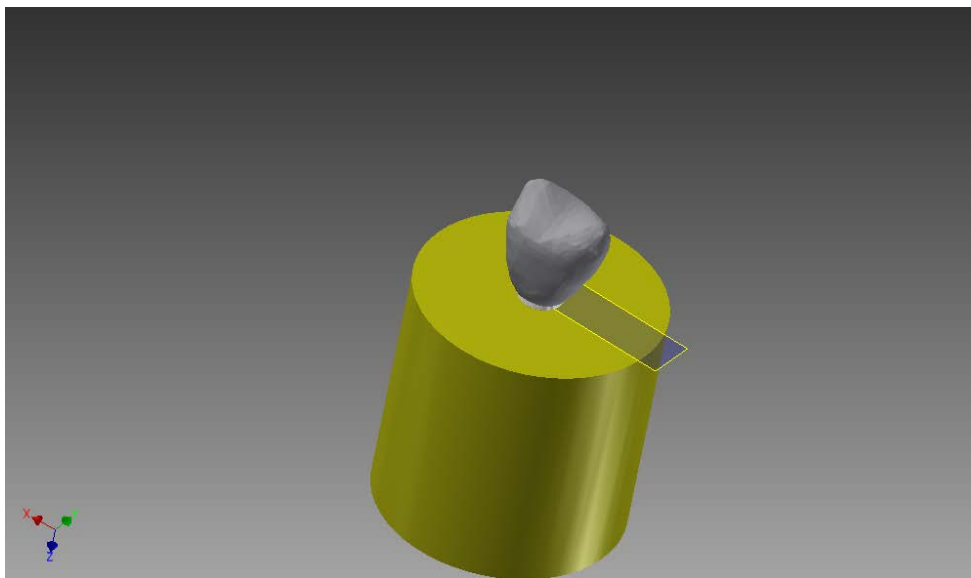


Obr. 6 : Začátek skenování korunky

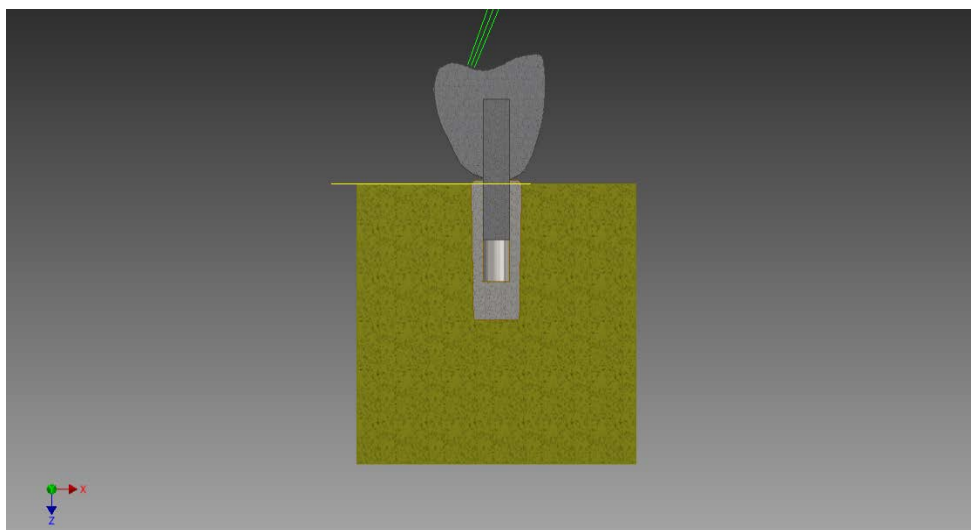


Obr. 7 : Průběh skenování korunky

Díky naskenování korunky jsme dostali v softwaru 3D scanneru souřadnice bodů, díky kterým jsme mohli rekonstruovat model korunky a zahrnout do naší soustavy (geometrického modelu).



Obr. 8 : Geometrický model soustavy



Obr. 9 : Řez geometrického modelu soustavy

3.1.2 Materiálové vlastnosti

Pro určení materiálových vlastností je nezbytné nejprve definovat materiály jednotlivých částí soustavy. Pro model kosti jsme použili hodnoty známé pro spongiózu. Dentální implantát a abutment je počítán pro titanovou slitinu, konkrétně Ti-6Al-4V, která je nejčastěji využívaná v praxi. Korunky se vyrábějí z mnoha materiálů, avšak v aplikaci s dentálními implantáty se nejčastěji používají korunky keramické. Složení samotné keramiky se liší u každého výrobce, a proto jsme vybrali pouze dva příklady, které jsou nejčastější. Pro výzkum jsme vybrali oxid zirkoničitý (ZrO_2) a oxid hlinitý (Al_2O_3). Použité hodnoty materiálových vlastností pro jednotlivé materiály jsou uvedeny v Tab.1.

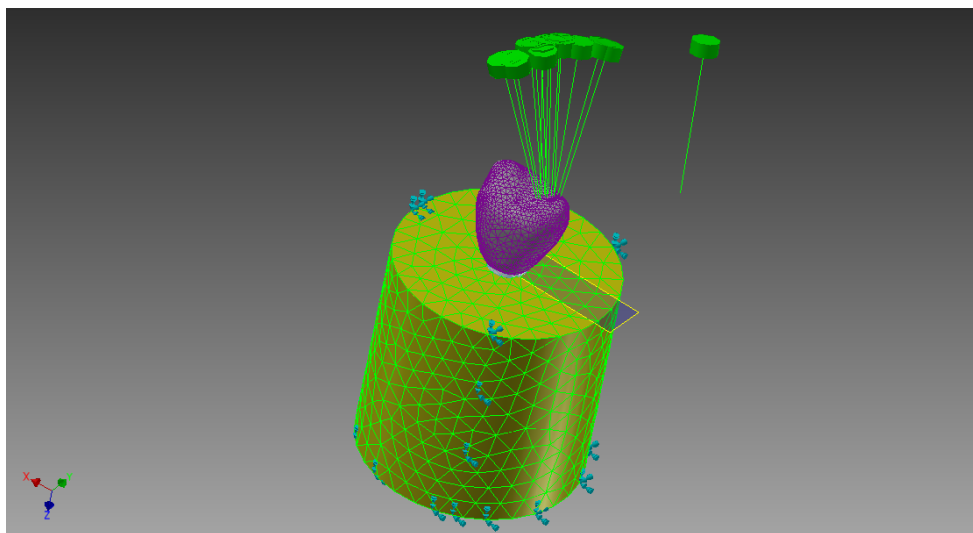
MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI						
MATERIÁL		HUSTOTA g/cm ³	TEPL. VODIVOST W/m.K	SPECIFICKÉ TEPLO J/g.°C	MODUL ELASTICITY MPa	SOUČINITEL TEPELNÉ VODIVOSTI
	KOST	1,90	0,55	0,44	$0,2 \cdot 10^5$	$1 \cdot 10^{-5}$
	Ti-6Al-4V	4,43	6,7	0,53	$1,1 \cdot 10^5$	$9 \cdot 10^{-6}$
	ZrO ₂	6,00	2,3	0,28	$2,1 \cdot 10^5$	$1 \cdot 10^{-5}$
	Al ₂ O ₃	4,02	18	0,39	$3 \cdot 10^5$	$8 \cdot 10^{-6}$

Tab. 1 : Přehled materiálových vlastností použitých materiálů[5]

3.1.3 Diskretizace a zatížení modelu

Dalším nezbytným krokem je diskretizace modelu. V tomto bodě se již dostáváme k aplikaci metody konečných prvků, kterou použijeme pro simulaci šíření tepla v naší soustavě. Pro další postup používáme doplněk k Autodesk Inventoru a to konkrétně Autodesk Nastran. Diskretizací rozumíme rozdělení jednotlivých částí soustavy na malé elementy, neboli konečné prvky. Tyto elementy nám poté vytvoří konečnou síť soustavy. Po vytvoření sítě jsme definovali zatížení modelu. V našem případě šlo o tepelné zatížení, které jsme definovali na korunku a kost čelisti. Na kost čelisti jsme definovali průměrnou

tělesnou teplotu, tedy 36°C (309K). Na korunku jsme přiváděli postupně teploty 0°C (273K), 20°C (293K), 40°C (313K) a 60°C (333K).



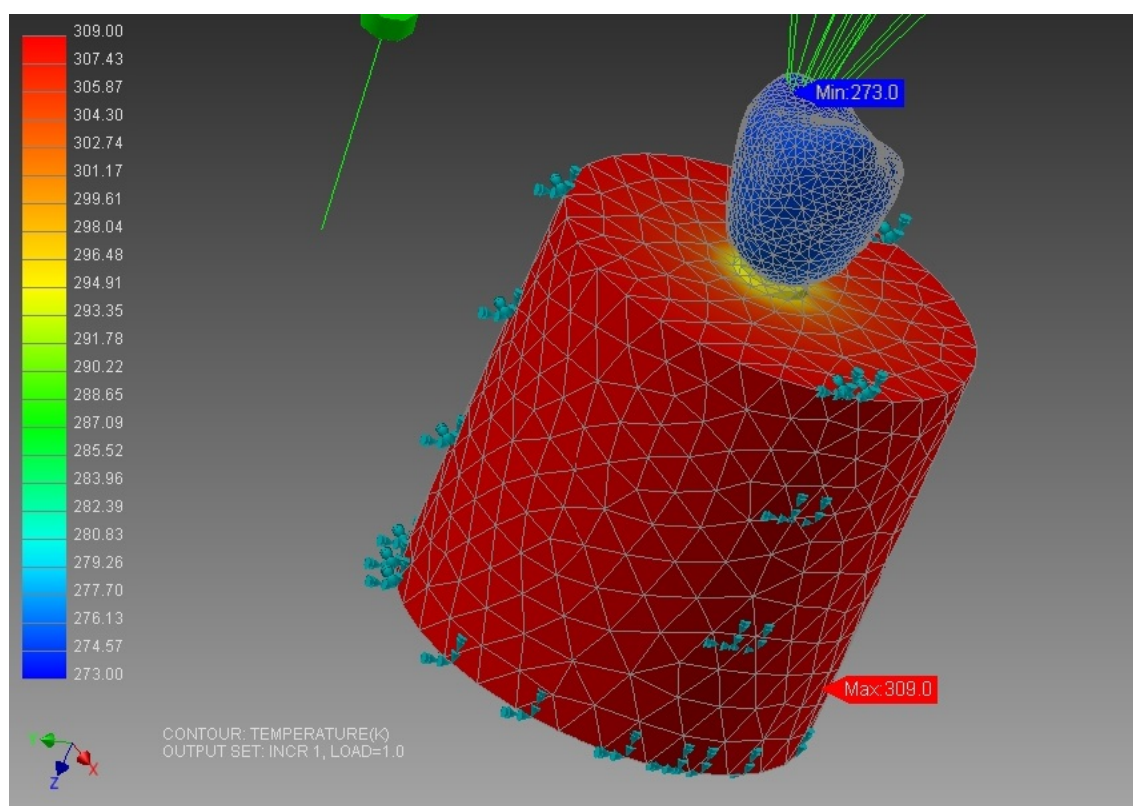
Obr. 10: Diskretizace a zatížení modelu

3.1.4 Nelineární analýza přenosu tepla

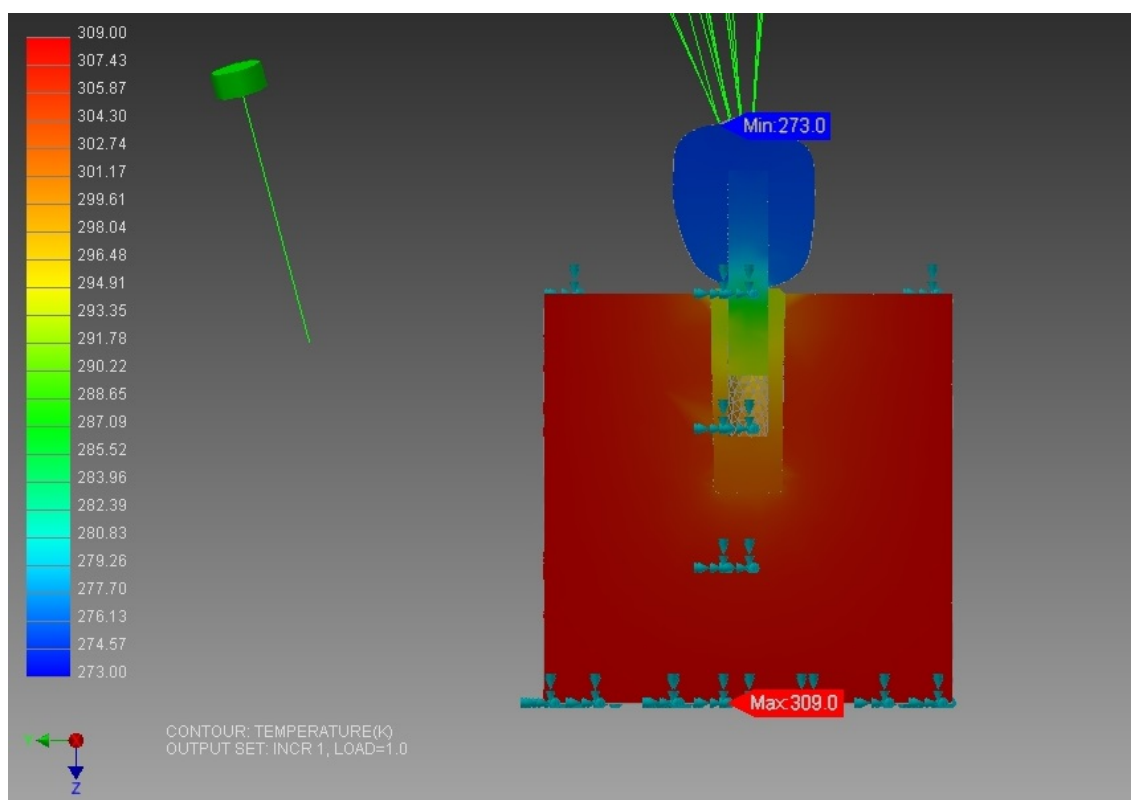
Pro analýzu přenosu tepla v naší zkoumané soustavě, jsme zvolili statickou nelineární analýzu přenosu tepla. Pro naše potřeby není důležité šíření tepla v závislosti na čase, proto by bylo zbytečné používat matematicky mnohem složitější dynamickou analýzu. Abychom zjistili rozšíření tepla do implantátu a okolní kosti, zkoumali jsme tedy až ustálený stav. Analýzu jsme provedli pro 4 různé hodnoty teploty, a to konkrétně pro 0, 20, 40 a 60°C. Těmito hodnotami simulujeme jak požívání horkých pokrmů a nápojů (polévka, čaj aj.) tak požívání velice studených (zmrzlina, nápoje s ledem aj.). Každou teplotu jsme aplikovali na oba použité materiály pro výrobu korunky (Al_2O_3 a ZrO_2).

3.2 Zátěž 0°C (273K)

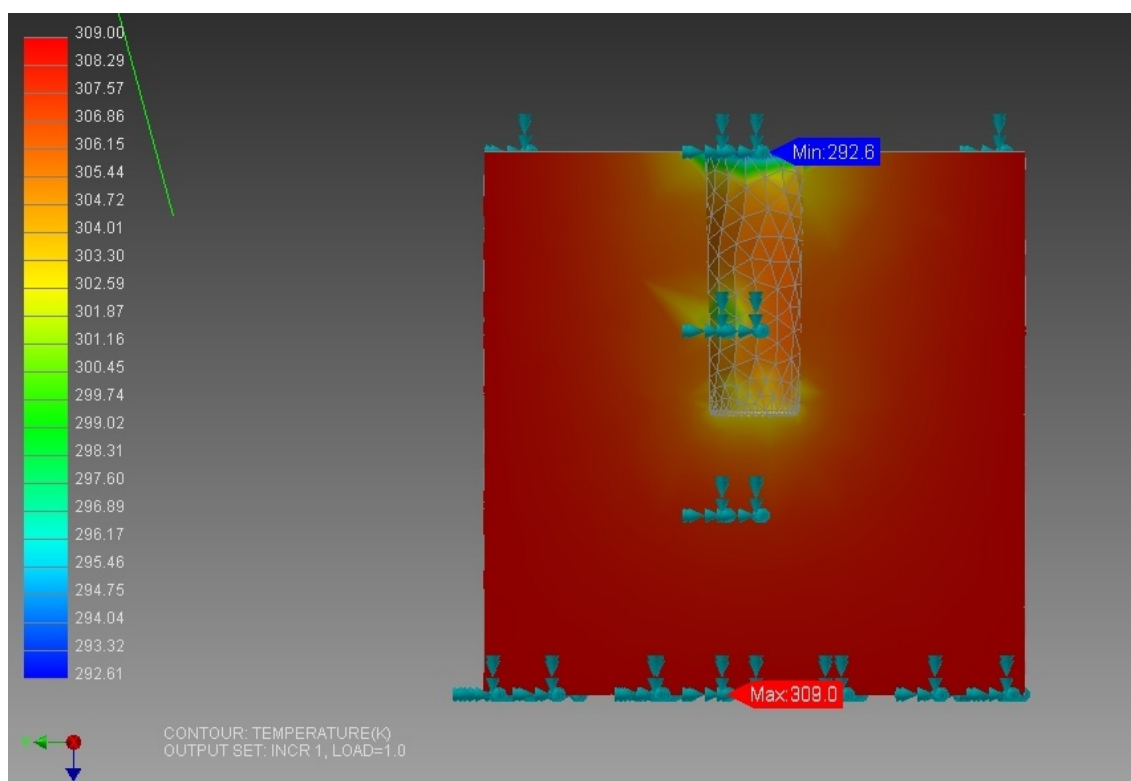
3.2.1 Oxid hlinitý



Obr. 11 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 0°C

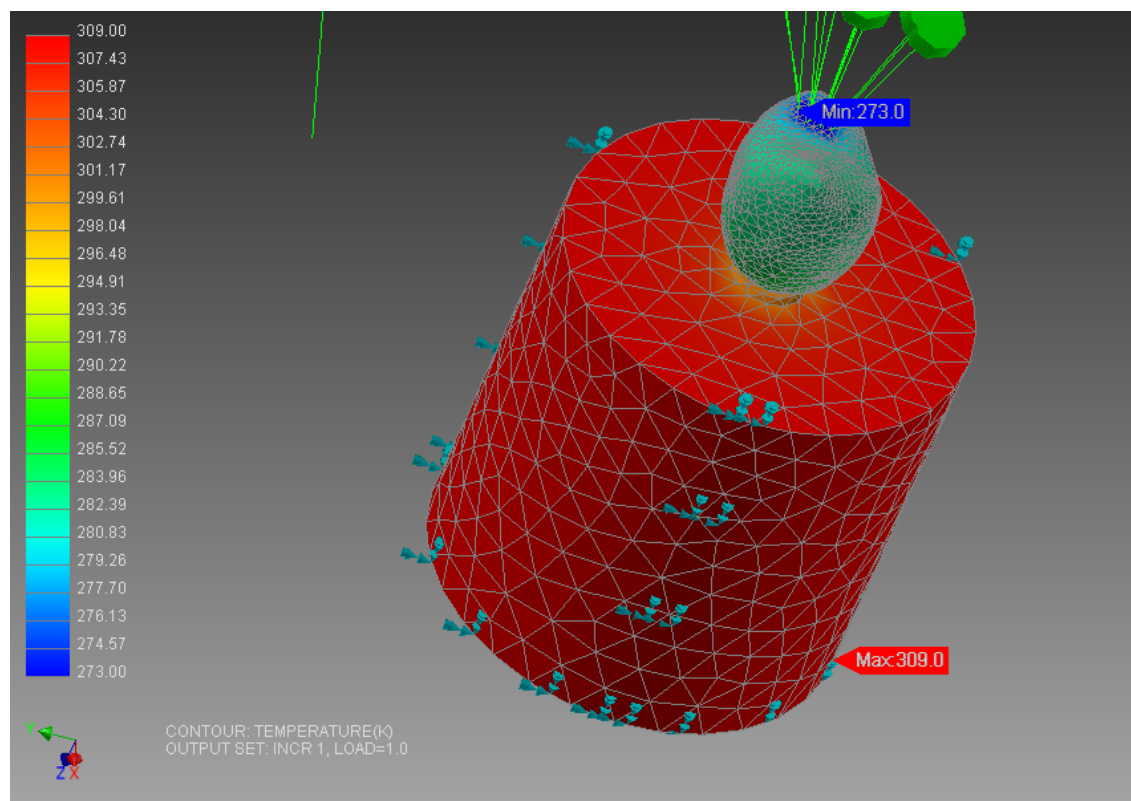


Obr. 12 : Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 0°C

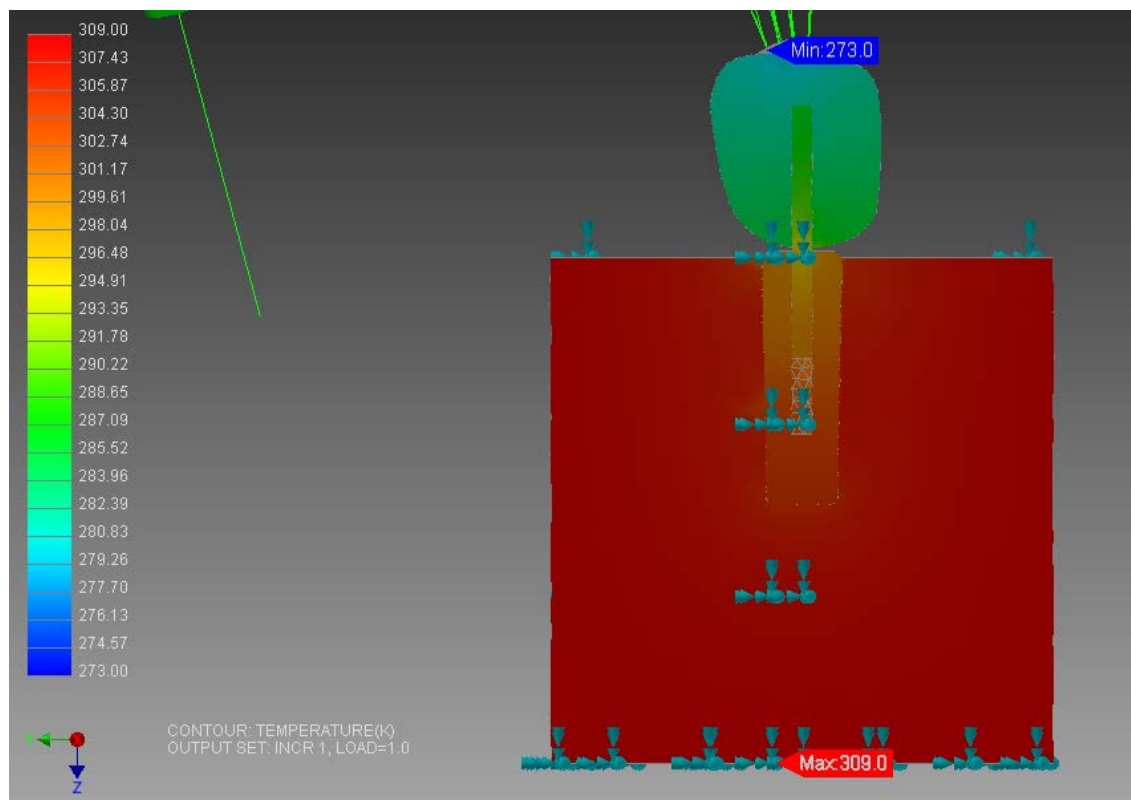


Obr. 13 : Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 0°C

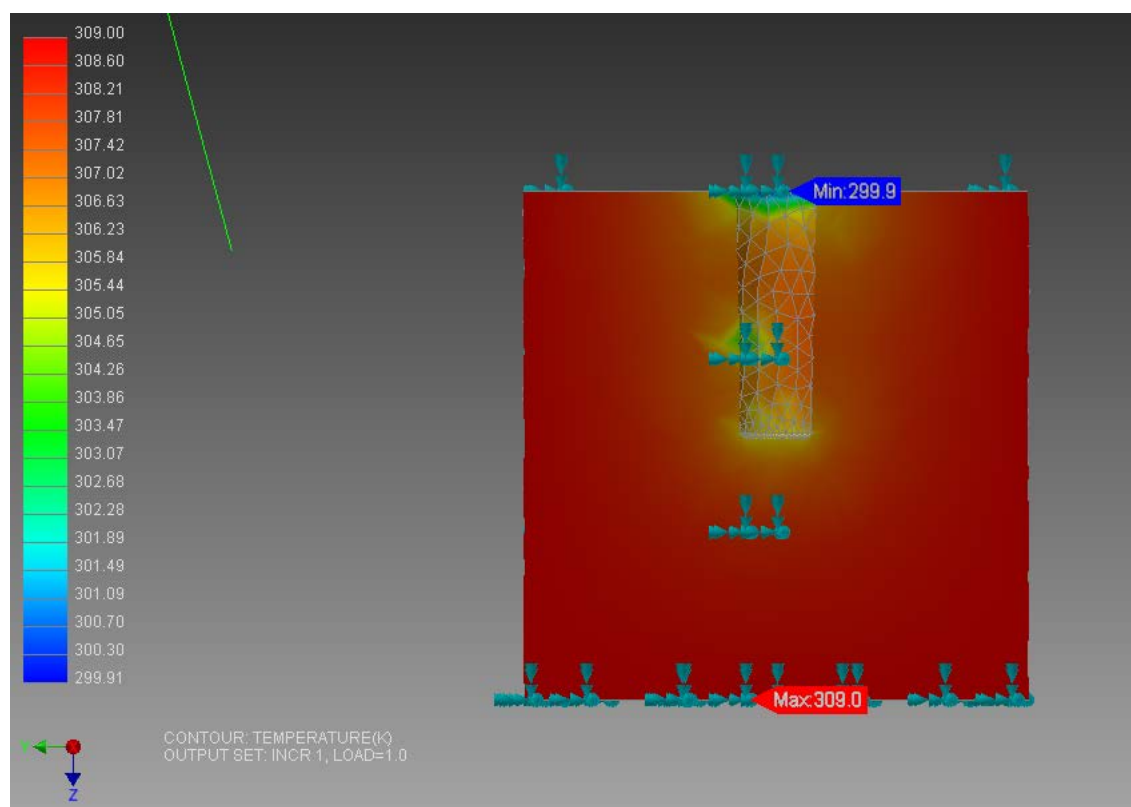
3.2.2 Oxid zirkoničitý



Obr. 14 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 0°C



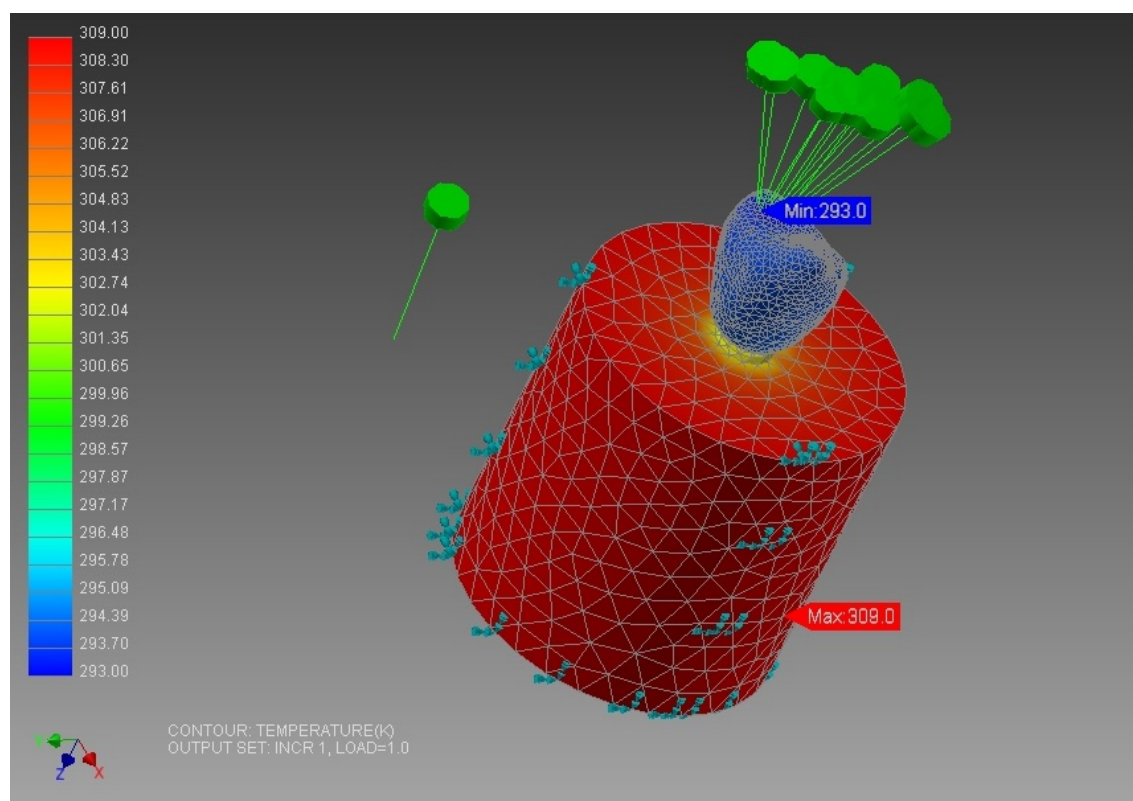
Obr. 15 : Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 0°C



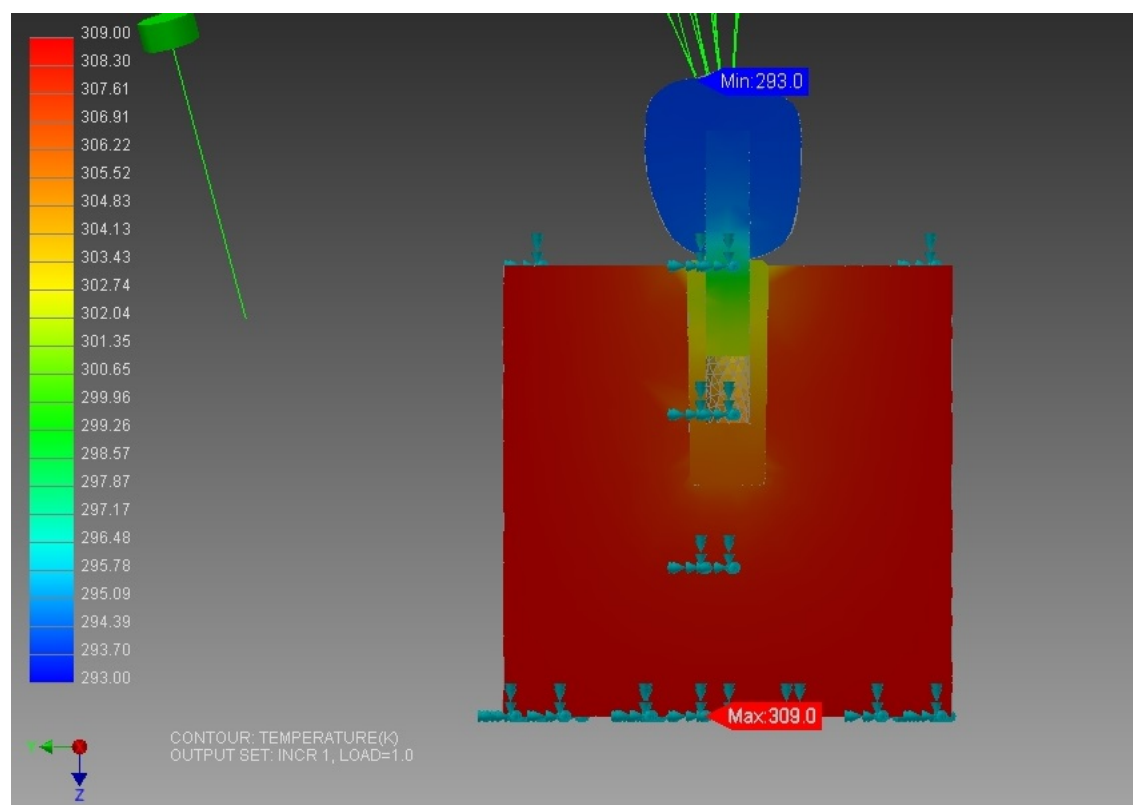
Obr. 16 : Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 0°C

3.3 Zátěž 20°C (293K)

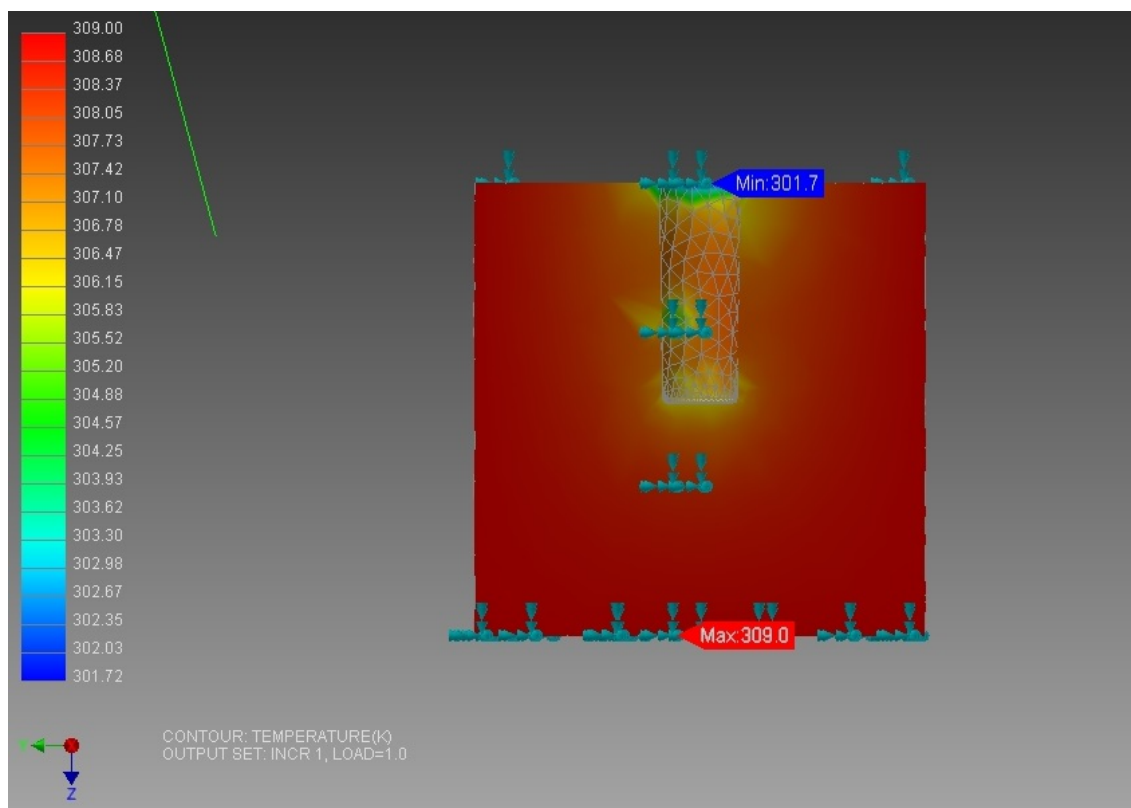
3.3.1 Oxid hlinitý



Obr. 17 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 20°C

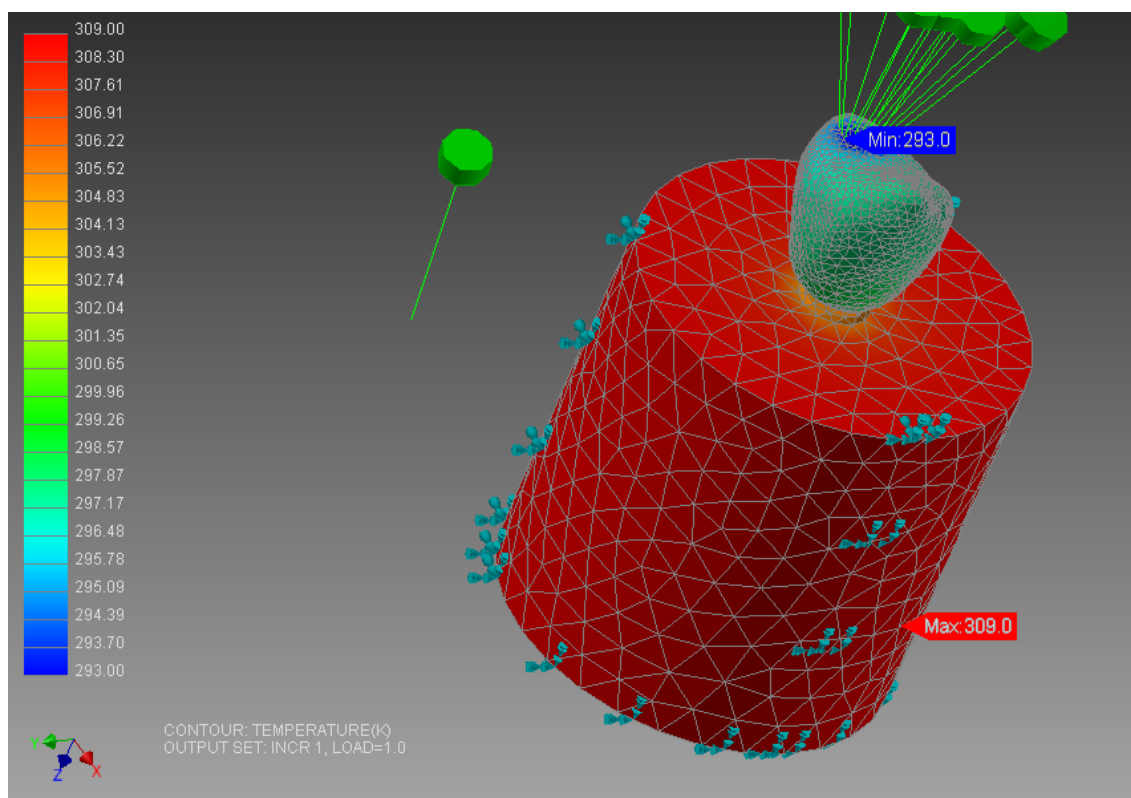


Obr. 18: Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 20°C

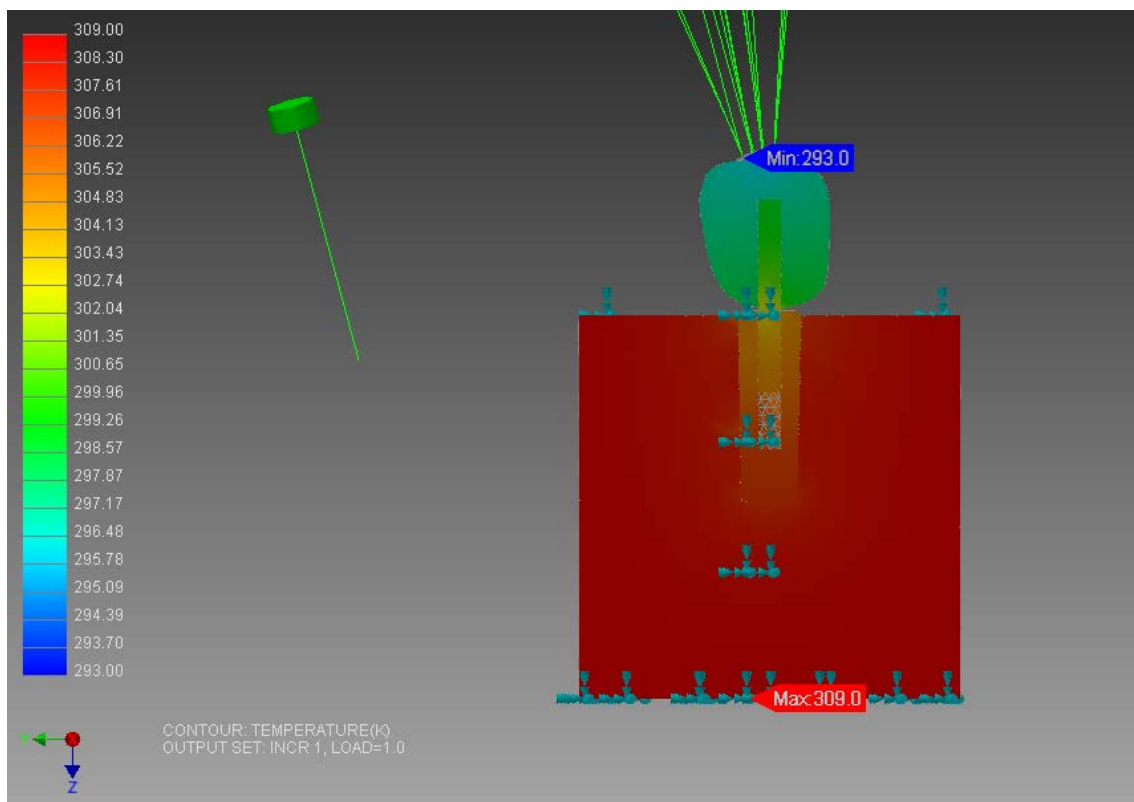


Obr. 19: Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 20°C

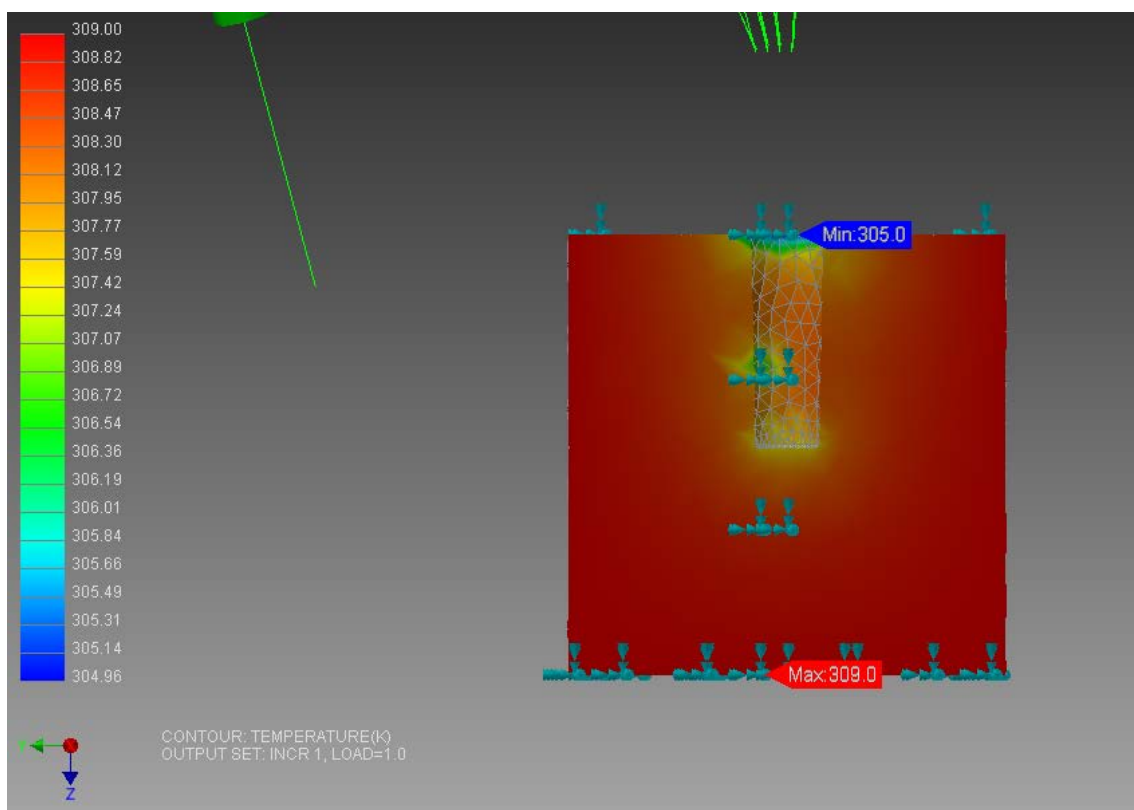
3.3.2 Oxid zirkoničitý



Obr. 20 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 20°C



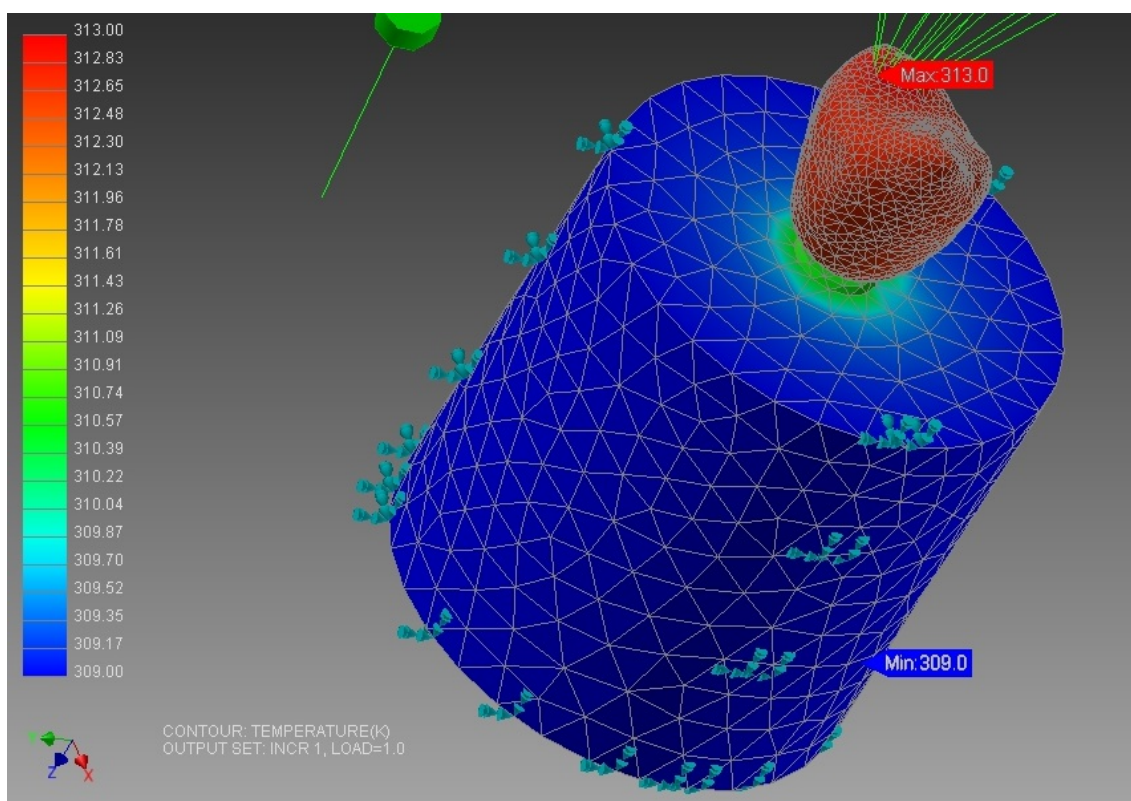
Obr. 21: Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 20°C



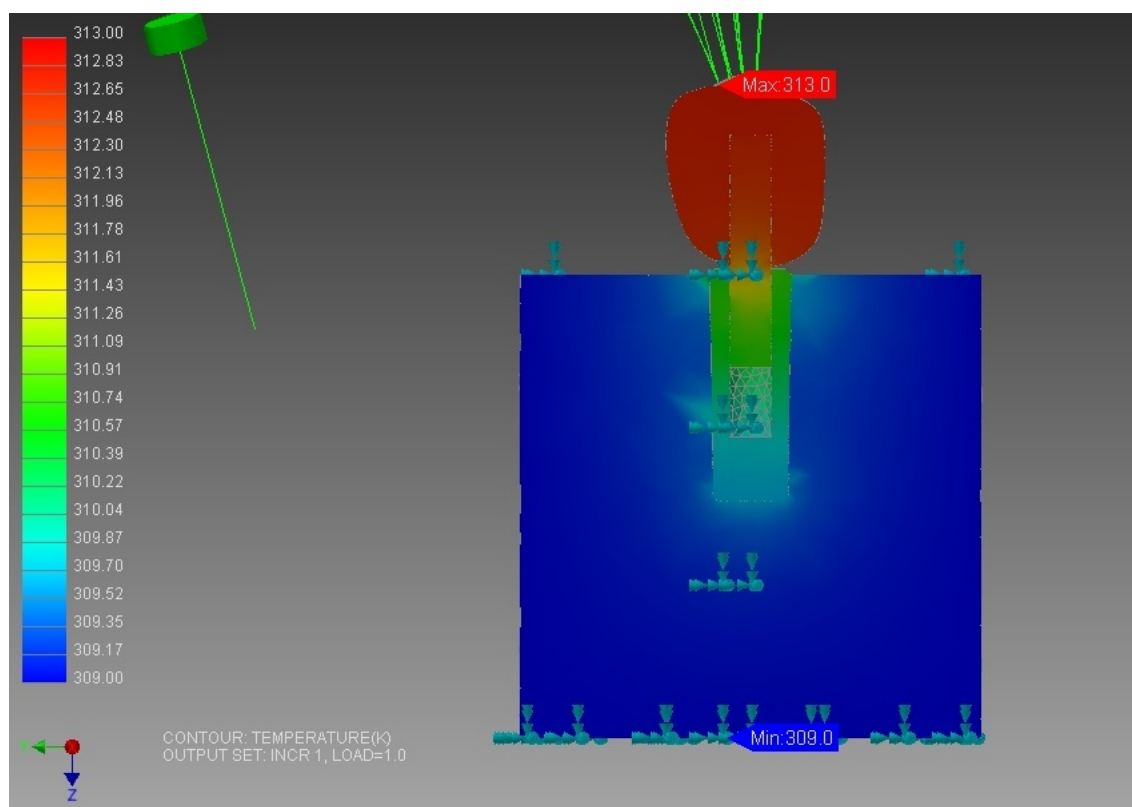
Obr. 22: Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 20°C

3.4 Zátěž 40°C (313K)

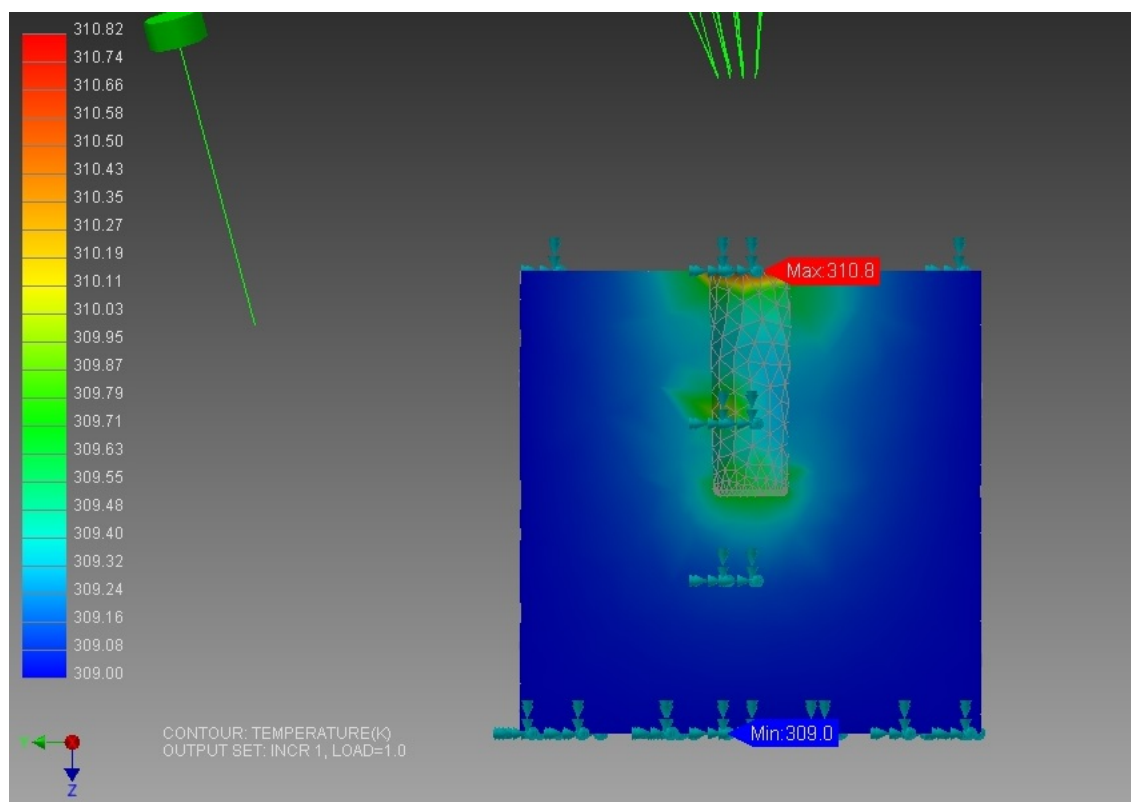
3.4.1 Oxid hlinitý



Obr. 23 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 40°C

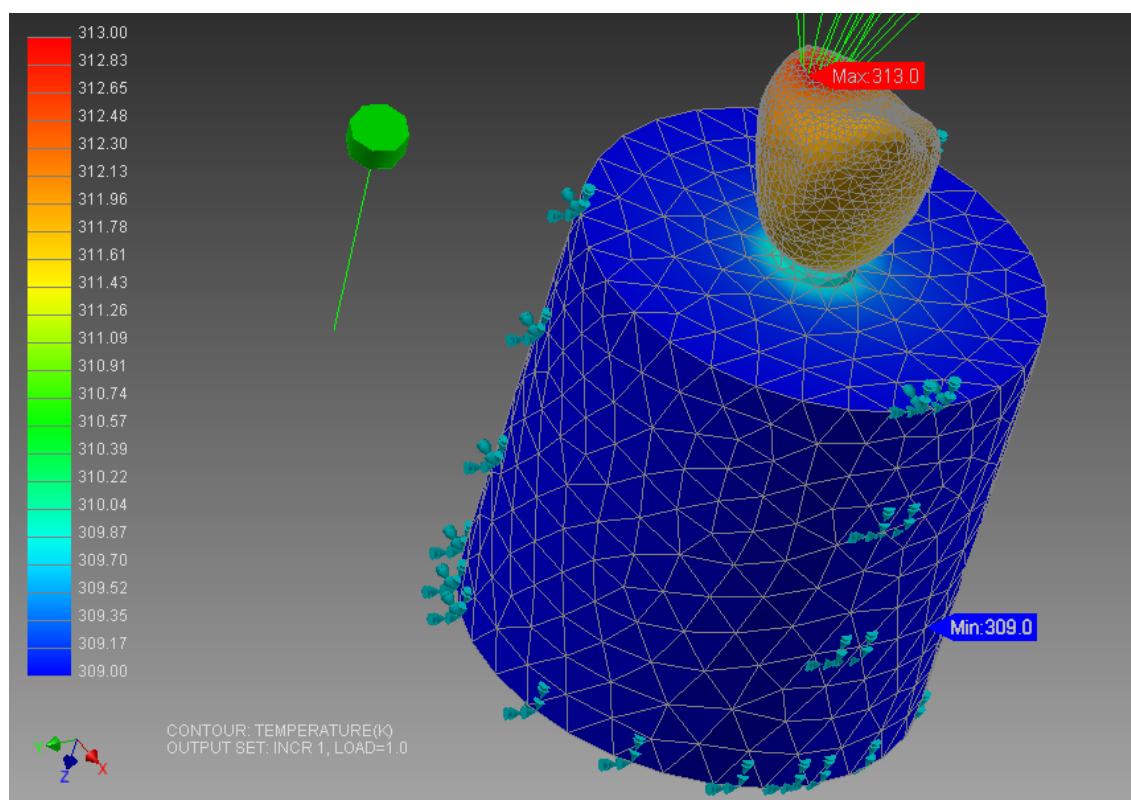


Obr. 24 : Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 40°C

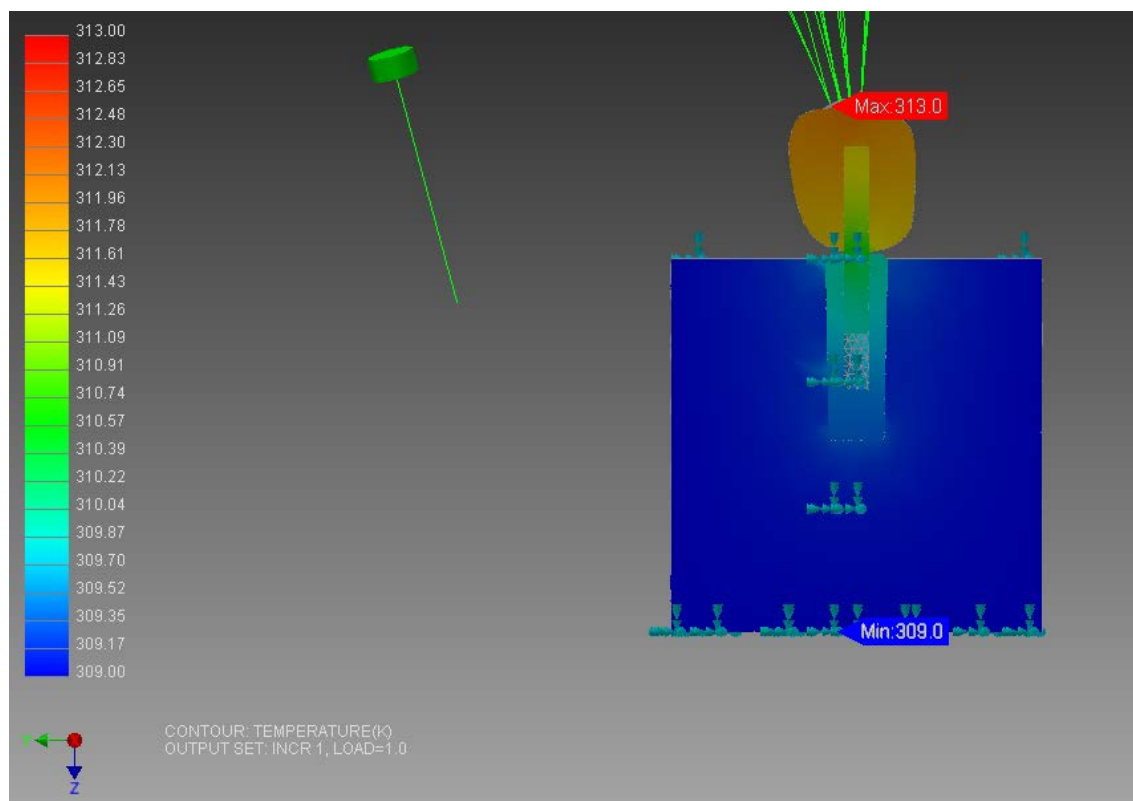


Obr. 25 : Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 40°C

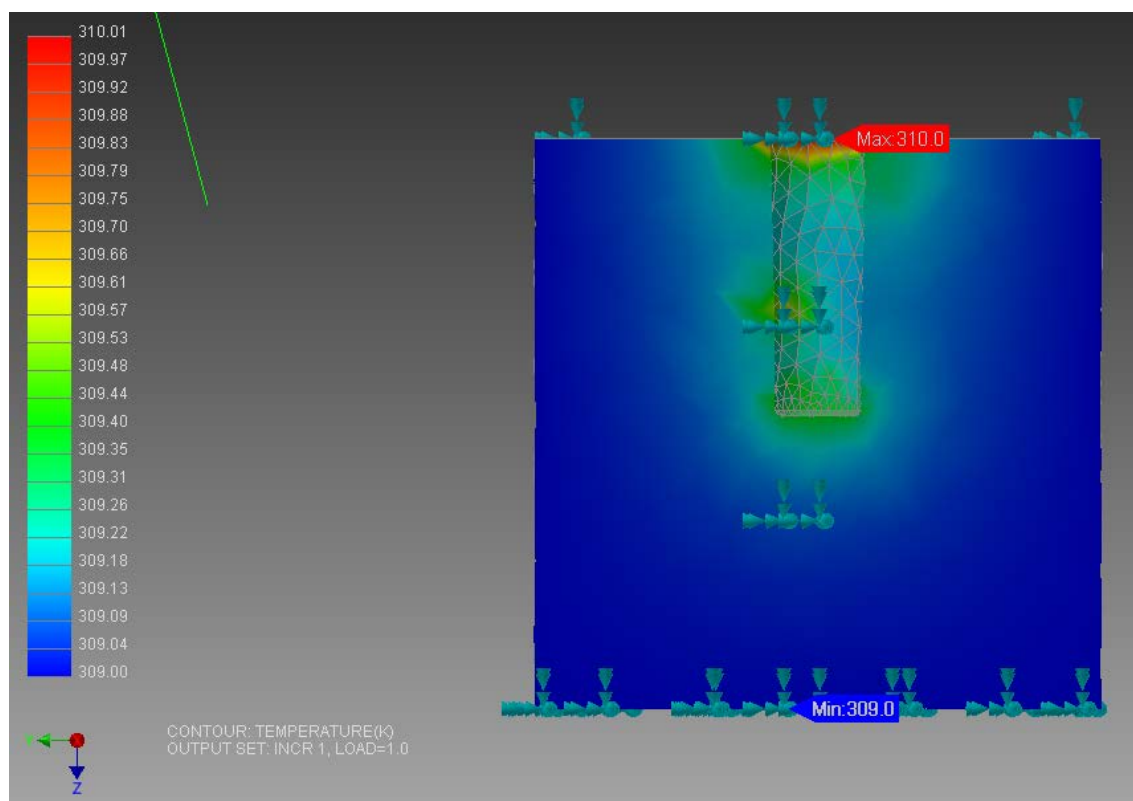
3.4.2 Oxid zirkoničitý



Obr. 26 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 40°C



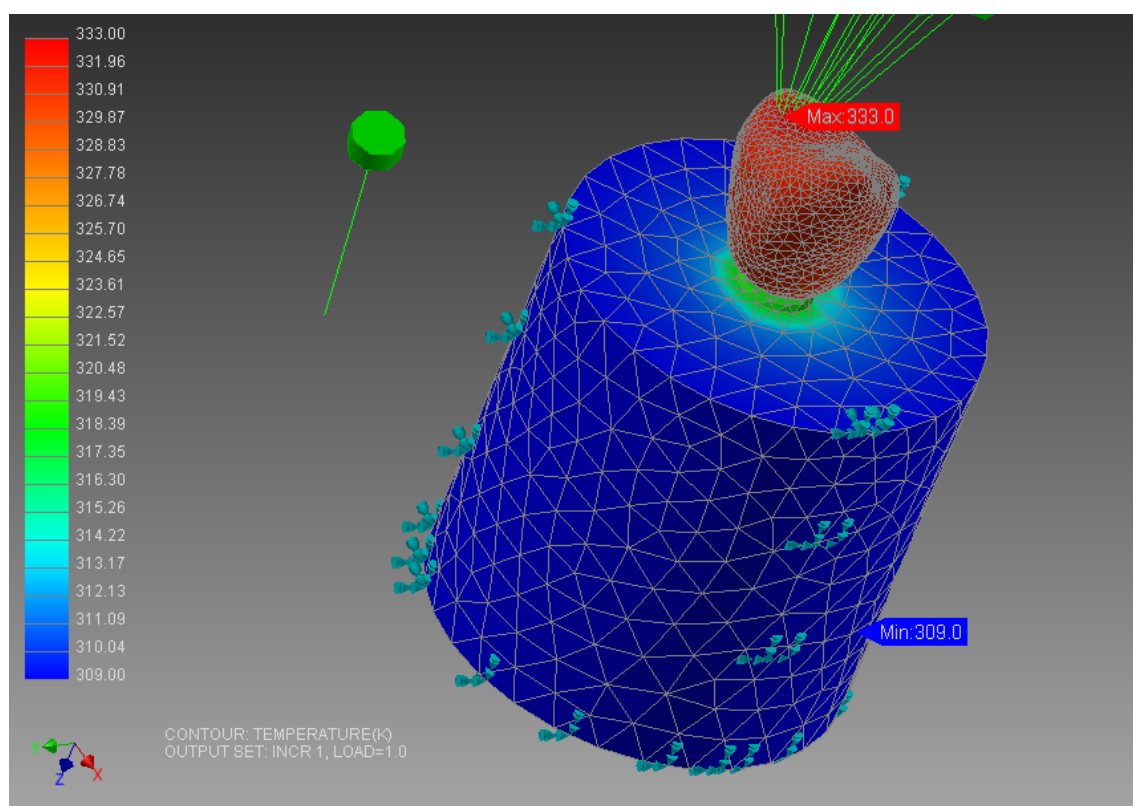
Obr. 27 : Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 40°C



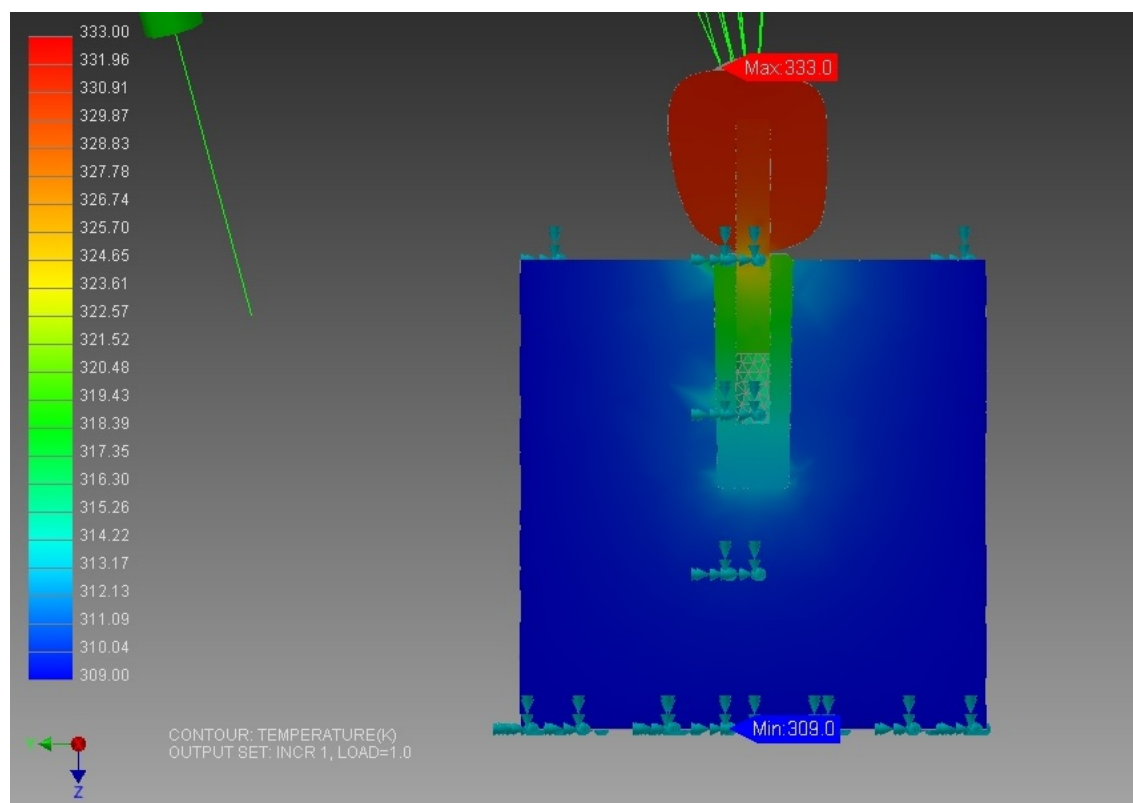
Obr. 28: Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 40°C

3.5 Zátěž 60°C (333K)

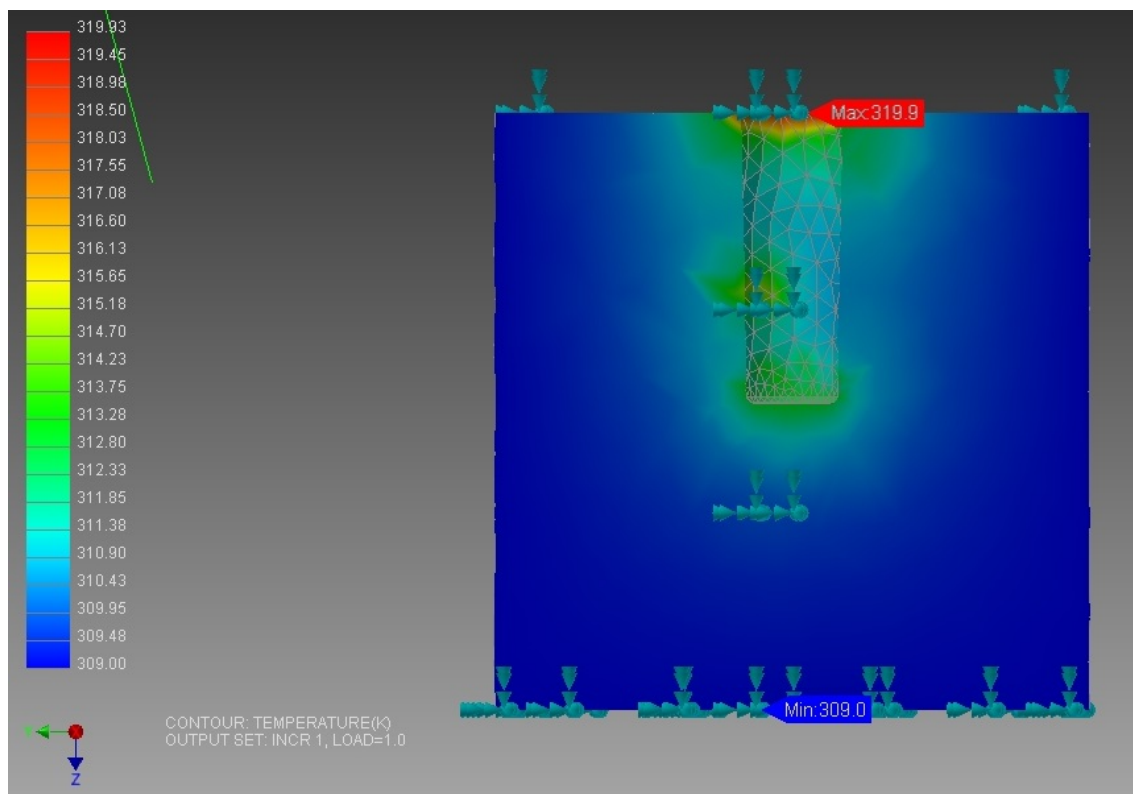
3.5.1 Oxid hlinitý



Obr. 29 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 60°C

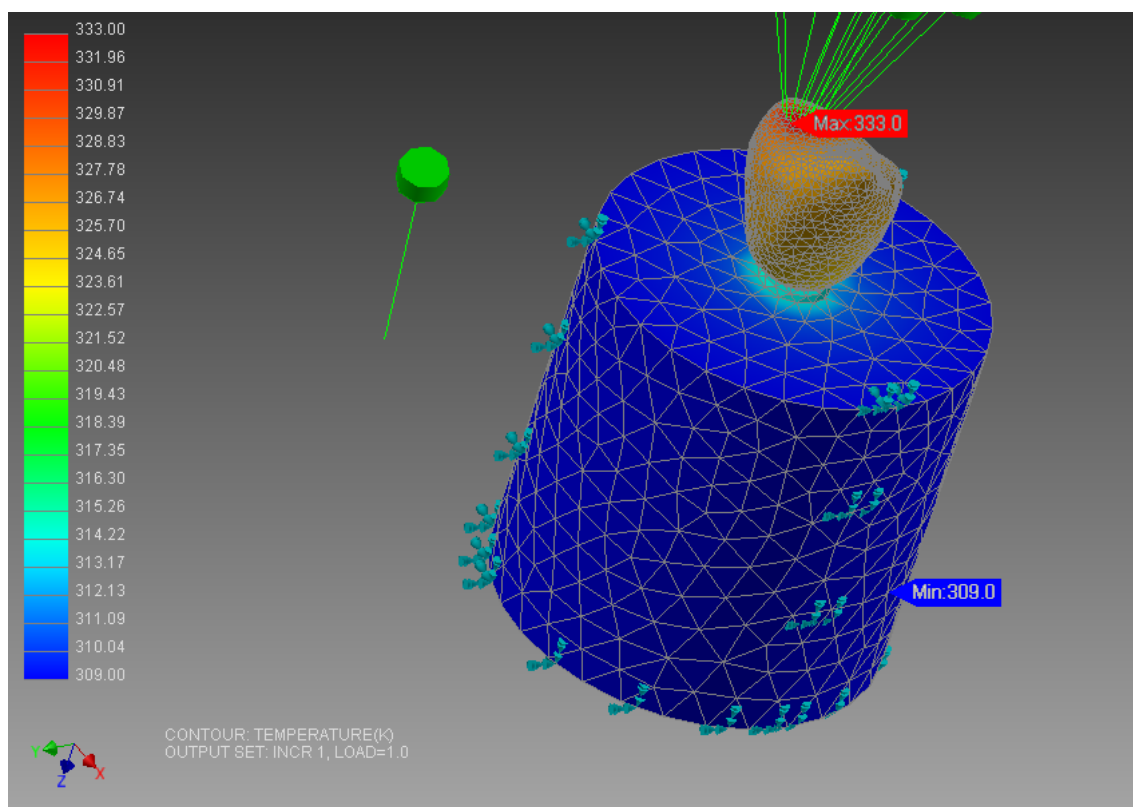


Obr. 30 : Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 60°C

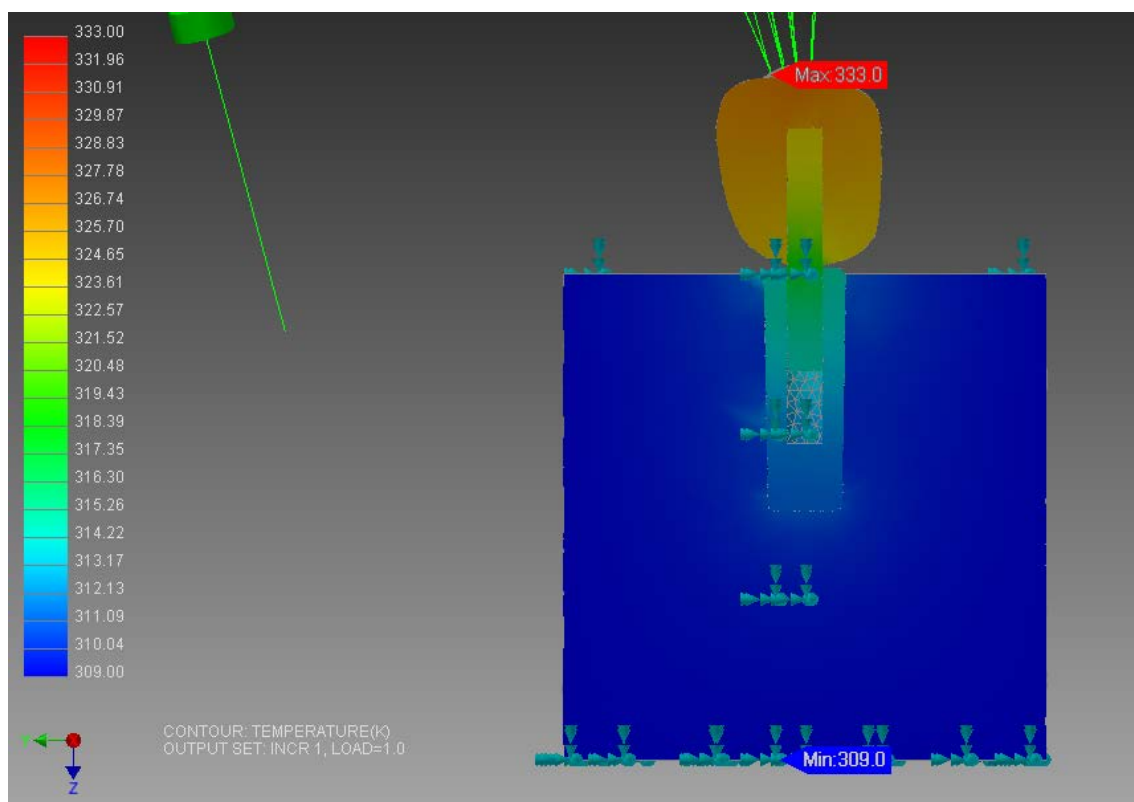


Obr. 31 : Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 60°C

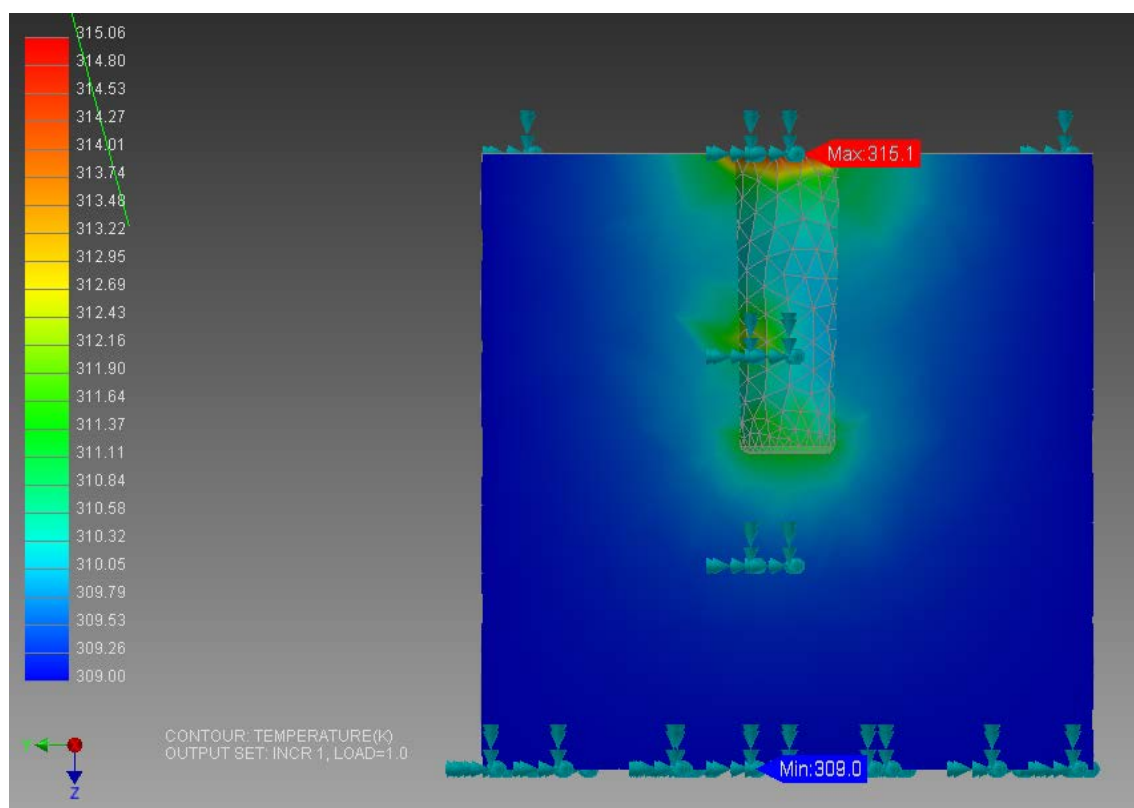
3.5.2 Oxid zirkoničitý



Obr. 32 : Soustava v ustáleném stavu po zatížení 60°C



Obr. 33 : Řez soustavou v ustáleném stavu při zatížení 60°C



Obr. 34 : Řez kostí v ustáleném stavu při zatížení 60°C

4 Diskuze

V našem výzkumu jsme se zaměřili na zkoumání přestupu tepla přes korunku a abutment na dentální implantát a okolní kost. Simulaci šíření tepla jsme provedli pro dva různé materiály korunek, konkrétně Al_2O_3 a ZrO_2 . Na korunku jsme postupně přiváděli 4 hodnoty teplot. Rozmezí přiváděných teplot jsme zvolili podle předpokládaných teplot poživatin, tedy od zmrzliny a ledových nápojů (0°C) až po horké polévky a čaje (60°C). Dále jsme zvolili počáteční podmínky. Na kosti jsme počáteční hodnotu nastavili na 36°C , které odpovídají průměrné tělesné teplotě lidského organismu. V geometrickém modelu jsme zjednodušili strukturu dentálního implantátu. Dentální implantát jsme namodelovali s hladkým povrchem bez závitů, protože by modelace samotného závitu byla velice složitá a podle našich předpokladů neměla podstatný vliv na přenos tepla do kosti. U všech případů jsme zvolili analýzu ustáleného stavu, protože předmětem našeho výzkumu není závislost na čase, ale konečné změny teploty na kosti a implantátu.

V první simulaci jsme zvolili zatížení korunky 0°C (273K). Jako první jsme zkoumali chování přestupu tepla na korunce z oxidu hlinitého (Al_2O_3). Po dosažení ustáleného stavu se podle naší simulace korunka ochladila na přivedených 273K. V samotném implantátu se šíření tepla začalo snižovat a na spodním okraji implantátu jsme získali teplotu 292K. Na řezu samotnou kostí je zřejmé, že povrchová část kosti se ochladila na teplotu necelých 293K a směrem k hlubším strukturám kosti dosáhla teplota hodnoty 302K. U druhého typu korunky, korunky z oxidu zirkoničitého (Zr_2O_3) byly změny teploty odlišné. Korunka nedosáhla v celém svém objemu přivedených 273K, jako to bylo v prvním případě, ale teplota se ustálila ve spodní polovině na 284K. Na dolním okraji implantátu teplota dosáhla hodnoty 303K. Na povrchové části kosti jsme získali hodnotu 300K, která se opět směrem k hlubším strukturám zvyšovala až na 303K.

V druhé simulaci jsme korunku zatížili 20°C (293K). Nejprve jsme opět zkoumali přestup tepla na korunce z oxidu hlinitého. Korunka se i v tomto případě dostala v celém svém objemu na přivedenou teplotu, tedy 293K. V implantátu se teplota u povrchu ustálila na hodnotě 301K, která se však ve směru šíření tepla dostala až na 306K. Na povrchu kosti jsme získali hodnotu

necelých 302K a v hlubších strukturách hodnotu 307K. V druhém případě, tedy u korunky z oxidu zirkoničitého se hodnoty opět lišily. Korunka opět nedosáhla v celém svém objemu přivedenou teplotu, ale v dolní polovině se teplota ustálila na hodnotě 298K. Ve spodní části dosáhl implantát hodnoty 307K. Této hodnoty dosáhla i kost ve stejné oblasti, ale na povrchové části se teplota opět lišila a v tomto případě dosáhla hodnoty 305K.

V třetí simulaci jsme na korunku přivedli zátěž 40°C (313K). Nejprve jsme simulaci provedli pro korunku z oxidu hlinitého. Na korunce jsme v celém jejím objemu zaznamenali hodnotu zátěže, tedy 313K. Na implantátu se teplota ve směru šíření opět změnila, tentokrát z 311K na 309K. Na povrchu kosti jsme dosáhli teploty až 311K a se směrem šíření tepla se teplota ustálila na hodnotě 310K. U korunky z oxidu zirkoničitého se teplota dostala na hodnotu 311,5K. Na dentálním implantátu u povrchu je teplota 310K a směrem dolů se teplota již moc nemění, a tak jsme dostali hodnotu 309,5K. Tyto hodnoty se shodují s teplotami na modelu kosti.

V poslední simulaci jsme zvolili zatížení korunky 60°C (333K). Jako v předchozích případech jsme nejprve provedli analýzu pro korunku z oxidu hlinitého. Celý objem korunky opět dosáhl teploty zatížení, tedy 333K. V povrchové části implantátu jsme dostali hodnotu 318K. Teplota se opět měnila se směrem šíření tepla a u dolního okraje se teplota ustálila na hodnotě 313K. Na povrchové části kosti dosáhla teplota hodnoty až 320K. Směrem k hlubším strukturám se teplota opět změnila, v tomto případě na hodnotu 313K. U korunky z oxidu zirkoničitého byla opět změna teploty odlišná. Teplota dosáhla hodnoty 327K. Na implantátu u povrchu se teplota ustálila na 315K a v dolní části na 311K. U povrchu kosti je teplota stejná jako u implantátu, tedy 315K. V hlubších strukturách se teplota dostala na hodnotu 311K.

Jak je vidět na řezech modelu kosti u všech simulací, ve výpočtech šíření tepla se objevují drobné nepřesnosti. Šíření tepla na těchto řezech není homogenní, což se způsobeno kontakty jednotlivých částí soustavy.

Závěr a doporučení

Po zpracování simulací všech použitých teplot (0,20,40 a 60°C) na oba použité materiály korunek (Al_2O_3 a ZrO_2) můžeme prohlásit, že dochází k předpokládanému přenosu tepla do okolní kosti. Podařilo se nám potvrdit předpoklad, že přenos tepla se liší u různých materiálů, ze kterých je zhotovena korunka. U oxidu hlinitého jsme díky vyšší vodivosti zaznamenaly změny v teplotách až o 43% větší než u oxidu zirkoničitého. Při zatížení 60°C, dosáhne teplota na povrchu kosti po ustálení hodnoty 47°C. Náš výzkum tedy jasně prokázal, že pokud by požívatinu opravdu dosáhla až 60°C, mohlo by na povrchu kosti dojít k její nekrotizaci. K nekrotizaci kosti však dochází při působení této teploty po dobu nejméně jedné minuty. Délkou udržení teploty na povrchu kosti se však náš výzkum nezabýval. Výzkum byl realizován numerickou analýzou, což znamená, že poměr mezi jednotlivými simulacemi je reálný, avšak absolutní hodnoty se mohou měnit. Náš výzkum by tedy bylo vhodné ověřit pomocí experimentu. Pro další práci je také nutné zpřesnit model kostní tkáně a implantátu, což je nad rámec této bakalářské práce.

Seznam použité literatury

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2001, 163-166 s., ISBN 80-7169-970-5
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2001, 170-174 s., ISBN 80-7169-970-5
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2*. 2., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2002, 21-36s., ISBN 80-247-0143-X
- [4] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, ISBN 978-808-7009-307.
- [5] HORÁK, Z a František KRUPKA. Fyzika II.díl- příručka pro vysoké školy technického směru. Praha, 1976, 332 s.
- [6] HORÁK, Z a František KRUPKA. Fyzika II.díl- příručka pro vysoké školy technického směru. Praha, 1976, 334-335 s.
- [7] HORÁK, Z a František KRUPKA. Fyzika II.díl- příručka pro vysoké školy technického směru. Praha, 1976, 336 s.
- [8] HORÁK, Z a František KRUPKA. Fyzika II.díl- příručka pro vysoké školy technického směru. Praha, 1976
- [9] SVOBODA, Emanuel, Přehled středoškolské fyziky 5. přeprac. vyd., Praha : Prometheus, 2014, ISBN 978-80-7196-438-4 (váz.)
- [10] ČMELÍK, M., Machonský, L., Šíma, Z. *Fyzikální tabulky*. Liberec: TUL, 2001, ISBN 80-7083-511-X.
- [11] MĚŘENÍ TEPLoty <http://uprt.vscht.cz/kminekm/mrt/F4/F4k43-tepl.htm>
- [12] KREIDL, Marcel. Měření teploty: Senzory a měřicí obvody. Vyd. 1. Praha: BEN technická literatura, 2005, ISBN 978-80-7300-145-2
- [13] PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací. 2. upravené vydání. Liberec:

Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. ISBN 978-80-7494-049-1. Dostupné z: <http://www.fm.tul.cz/files/Jak-psat-BP-DP.pdf>

[14] GRAF 1: Závislost odporu na teplotě pro různé materiály, dostupné z:

<http://uprt.vscht.cz/kminekm/mrt/F4/F4k43-tepl.htm>

[15] GRAF 2: Spektrální závislost funkcí pro povrchové teploty, dostupné z:

<http://www.termokamera.cz/princip-a-funkce/tepelne-zareni/>

[16] Kevan Wonga, Alan Boydea, P.G.T. Howella: *A model of temperature transients in dental implants*(2002), dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961201000230>

[17] B. Al-Nawas, M.O. Klein, W. Wagner: *Materials in Dental Implantology*(2011), dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080552941002208>

[18] Clarisse Sanona, b, Jérôme Chevaliera, , , Thierry Douillarda, Ralf J. Kohalc, Paulo G. Coelhod, Jenni Hjerpped, 1, Nelson R.F.A. Silvae: Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface, dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113000110>

[19] FUSEK, Martin, HALAMA, Radim, MKP a MHP, dostupné z:

http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/mkpamhp_obr.pdf